

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Bezdrátový systém monitorování fyzické aktivity sportovce  
v průběhu hry**  
**Wireless Monitoring System of Physical Activity During  
Game**

**Ostrava, 2010**

**Michal Belanec**

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

-----  
Michal Belanec

Datum odevzdání bakalářské práce: **7.5.2010**

## **Poděkování**

Chtěl bych touto cestou velmi poděkovat hlavně své rodině za umožnění mého studia. Dále bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Martinu Černému, Ing. Michalu Prauzkovi, Doc. Dr. Ing. Josefu Punčochářovi a Bronislavu Robenkovi za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu. Touto cestou bych ještě rád poděkoval Jirkovi Moravcovi a Pavlu Sázelovi za pomoc při testech zařízení.

## **Abstrakt**

Tématem mé bakalářské práce je návrh a tvorba telemetrického řetězce, který umožní monitorovat sportovce při výkonu. Sportovec již nebude muset absolvovat dlouhé vyšetření před tím, než se bude sportu věnovat. Může být monitorován přímo až na sportovišti, aniž by byl jakkoliv omezen v pohybu. Důležitým indikátorem fyzického stavu je srdeční aktivita. Proto je v této práci monitorována činnost srdce, která je sledována prostřednictvím tepové frekvence.

System je sestaven ze součástek od společnosti TI. Jádro systému je tvořeno mikropočítačem CC2431, který komunikuje pomocí technologie ZigBee. Obsahuje také algoritmus „location engine“. Celá aplikace je realizována ve vývojovém prostředí IAR v jazyce C.

## **Klíčová slova**

ZigBee, biotelemetrie, Texas instruments, biozesilovač, R-R detektor, lokační systém, sportovní lékařství

## **Abstract**

The theme of my bachelor works is focused on proposal and design of the telemetry chain, which enables us to monitor a sportsman during his activity. The sportsman will not have to pass any long screening before doing a sport activity. He can be monitored directly on the playground, without any limitation of his movement. The heart activity is an important factor of physical state. Because of that is my work monitored the heart activity, which is monitored during the heart rate.

The system was constructed from the Texas Instruments parts. The core of the system is created by the microprocessor CC2431, which communicates through the ZigBee technology. It contains the location engine algorithm as well. Whole application is realized in the IAR Embedded Workbench in C language.

## **Key words**

ZigBee, biotelemetry, Texas instruments, bioamplifier. R-R detector, location engine, sports medicine

## Seznam použitých symbolů a zkratek

<b>APL</b>	Aplication layer
<b>APS</b>	Application support Sub-layer
<b>AV</b>	Atrioventrikulární uzlík
<b>BPM</b>	Beats per minute- tepů za minutu
<b>BPSK</b>	Dvoustavové fázové klíčování
<b>CAP</b>	Contention Access Period
<b>CFP</b>	Contention Free Period
<b>CSMA-CA</b>	Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance
<b>DSSS</b>	Direct sequence spread spektrum
<b>EAV</b>	Elektrická aktivita srdce
<b>EKG</b>	Elektrokardiogram
<b>GTS</b>	Guaranteed Time Slot
<b>IEEE</b>	The Institute of Electrical and Electronics Engineers – Institut elektroinženýrů a informatiků
<b>ISM</b>	Industrial Scientific Medical – průmyslové, vědecké a medicínské rádiové pásma
<b>Kbps</b>	Kilobajtů za sekundu
<b>MAC</b>	Medium Access Kontrol
<b>MCU</b>	Mikropočítač
<b>NWK</b>	Network layer
<b>O-QPSK</b>	Ofsetové kvadrurní fázové klíčování
<b>P2P</b>	Peer-to-peer
<b>PHY</b>	Physical layer – Fyzická vrstva

<b>RSSI</b>	Úroveň síly signálu
<b>SA</b>	Sinoatriální uzlík
<b>SoC</b>	System na čipu
<b>TI</b>	Texas instruments
<b>WPAN</b>	Wireless Personal Area Network – Bezdrátová osobní síť
<b>ZCD</b>	ZigBee coordinator device – Koordinátor sítě
<b>ZDO</b>	ZigBee device Object – Objekt Zigbee
<b>ZED</b>	ZigBee end device – Koncové zařízení
<b>ZRD</b>	ZigBee router device – Routovací zařízení

## Obsah

<b>1</b>	<b><i>Úvod</i></b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b><i>Biosignály v lidském těle</i></b>	<b>2</b>
2.1	Snímání biosignálů	2
2.2	Anatomie srdce	2
2.3	Vznik vzruchu	3
<b>3</b>	<b><i>Elektrokardiografie</i></b>	<b>6</b>
3.1	Snímací elektrody pro snímání elektrické aktivity srdce	6
3.2	Snímání elektrické aktivity srdce	7
3.3	Metodika měření tepové frekvence	9
<b>4</b>	<b><i>ZigBee</i></b>	<b>12</b>
4.1	Topologie	12
4.2	Referenční model ZigBee	13
4.3	Location engine	16
<b>5</b>	<b><i>Návrh a realizace EKG snímače</i></b>	<b>19</b>
5.1	Výběr součástek	19
5.2	Stabilizátor napětí TPS73633	19
5.3	Přístrojový zesilovač INA333	19
5.4	Operační zesilovač OPA2333 (333)	20
5.5	Impedanční přizpůsobení	21
5.6	Filtr	22
5.7	Detektor tepu	23
5.8	Celkové schéma	23
<b>6</b>	<b><i>Návrh a realizace telemetrické části</i></b>	<b>24</b>
6.1	CC2430 (CC2431)	24
6.2	Návrh telemetrického řetězce	26
6.3	Zobrazení dat	29
<b>7</b>	<b><i>Testy</i></b>	<b>30</b>
7.1	Test snímače EKG simulátorem FLUKE IMPULSE 7000DP	30
7.2	Různé rozmístění elektrod na těle	30
<b>8</b>	<b><i>Závěr</i></b>	<b>32</b>
<b>9</b>	<b><i>Seznam použité literatury</i></b>	<b>33</b>
<b>10</b>	<b><i>Seznam příloh</i></b>	<b>35</b>

# 1 Úvod

Bezdrátové monitorování, neboli telemedicína, má ve sportovním lékařství důležitý význam. Sportovec nemusí být neustále na jednom místě, jako například při zátěžových testech, ale může se normálně pohybovat přímo na sportovišti a není omezen přívodními kabely. Přitom může být neustále monitorován. Lékař nemusí být přímo v místě dění, ale klidně může být doma nebo v práci na svém PC a sledovat i několik hráčů najednou.

Hlavním podnětem vypracování této práce, byl fakt, že při sportu umírá hodně mladých lidí. Většinou je to na následky srdečního selhání. Případ, kvůli kterému jsem se rozhodl pro tuto práci, se stal v Rusku. Mladý nadějný hokejista Alexej Čerepanov přímo při utkání dostává infarkt a umírá na střídačce. Všechny pozdější analýzy došly k závěru, že kdyby byl monitorován přímo při výkonu, odhalila by se jeho vrozená vada srdce. Proto jsem se v této práci zaměřil na monitorování srdeční aktivity. Hlavním parametrem při monitorování srdeční aktivity je tepová frekvence, která se mění v závislosti na zátěži sportovce. Pomocí monitorování srdeční aktivity a případně včasným zásahem můžeme těmto výše uvedeným nepříjemným situacím předcházet.

Díky dostupným moderním technologiím sportovec ani nepozná, že je monitorován. Koncové zařízení připojené k sledovanému sportovci má minimální rozměry a dalo by se například umístit přímo do výstroje sportovce. Toto zařízení využívá SoC mikroprocesor , který umožní komunikaci pomocí technologie ZigBee.

## 2 Biosignály v lidském těle

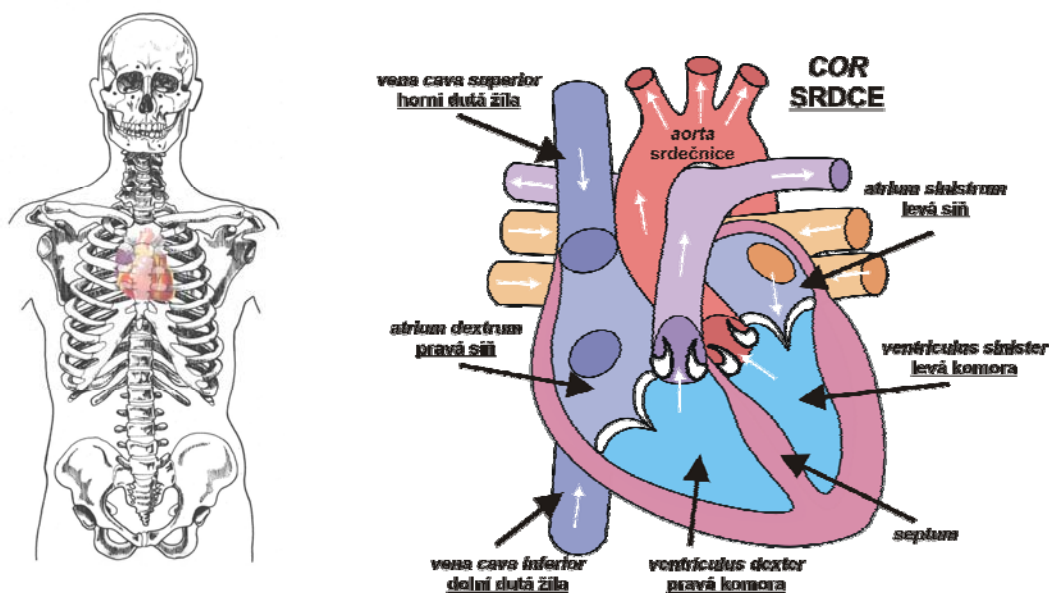
Biosignály jsou nosiči informací o lidském těle. Jejich snímáním získáme informaci o fyzickém stavu člověka. Každá tkáň v lidském těle se dá popsat svými charakteristickými vlastnostmi jako je elektrický odpor, kapacita, vodivost apod. Hlavně nás zajímá, že při metabolickém procesu dochází k nerovnoměrnému rozložení iontů různých chemických prvků. Tímto vznikají rozdíly potenciálů, nazývané biosignály. Biosignály slouží jako přenašeče informací z jednotlivých částí organismu a zároveň i k řízení a zajištění správné činnosti všech životních orgánů a organismu jako celku.

### 2.1 Snímání biosignálů

Nejčastěji měřeným signálem je bioelektrický signál. Tento signál generuje každá buňka v organismu. Z hlediska dlouhodobého monitorování sportovce má největší výpovědní hodnotu informace o srdeční aktivitě. Proto je dále blíže popsána činnost srdce a jeho projevy.

### 2.2 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který pod tlakem pohání krev v oběhu krevním tím, že se rytmicky smršťuje a ochabuje. Srdce má tvar nepravidelného kužele sází obrácenou dozadu vzhůru a s hrotem směřujícím dopředu dolů a doleva. Je uloženo v mezihrudí, za hrudní kostí, jednou třetinou je vpravo od střední čáry, dvěma třetinami vlevo od střední čáry. Srdce dospělého člověka má hmotnost 230–340g. Hmotnost srdce závisí na věku člověka a objemu srdeční svaloviny. Otisk srdce je, prostřednicím obalu srdce – osrdečníku, patrný na obou plicích. Prostřednictvím osrdečníku nasedá srdce na bránici.



Obr 1. Poloha srdce v těle, naznačení krevního oběhu. [1]



## 2.3 Vznik vzruchu

Je sice možné pohlížet na EKG pouze jako na prostředek, se kterým lze vyšetřovat pacienta, jenž má potíže nebo známky kardiovaskulárního onemocnění, ale není to rozumné. EKG může být používáno tímto způsobem bez znalostí elektrofyziologických procesů, které při tom probíhají. Avšak je snadnější dopracovat se k příčině řady EKG odchylek tím, že uvažujeme ve smyslu elektrofyziologických pochodů. Řada EKG změn, přestože nikterak neovlivňují srdeční výkonnost, nám ukazuje jak srdce pracuje.

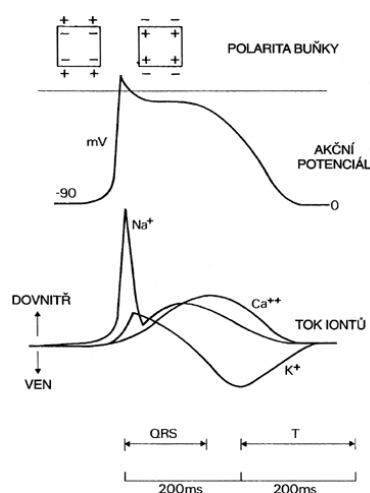
### 2.3.1 EKG na buněčné úrovni

Stah svalových buněk počíná elektrickou změnou zvanou depolarizace. EKG snímané z povrchu těla zaznamenává depolarizaci všech jednotlivých buněk srdečního svalu. Tvar EKG vln závisí na sekvenci iontových změn, které depolarizaci působí, a na způsobu, jak se tyto šíří srdcem. Je-li jednotlivá svalová buňka v klidu, její povrch je nabit pozitivně a vnitřek negativně. Rozdíl potenciálů na membráně je okolo - 90 mV. Elektrický podnět způsobí rychlý tok  $\text{Na}^+$  z extracelulární tekutiny do buňky, čímž se vnitřek buňky stává oproti okolí pozitivním. Membránový potenciál rychle dosáhne + 30 mV. Počáteční proud sodíkových iontů rychle ustává a je následován pomalým vstupem dalších  $\text{Na}^+$  iontů. V tomto stadiu se také pohybují relativně pomalu do svalové buňky kalciové ionty. Společný vstup těchto dvou iontů směřuje k tomu, aby membránový potenciál se stal ještě více pozitivní. Avšak toto je vyváжено únikem kalciového iontu z buňky ven.

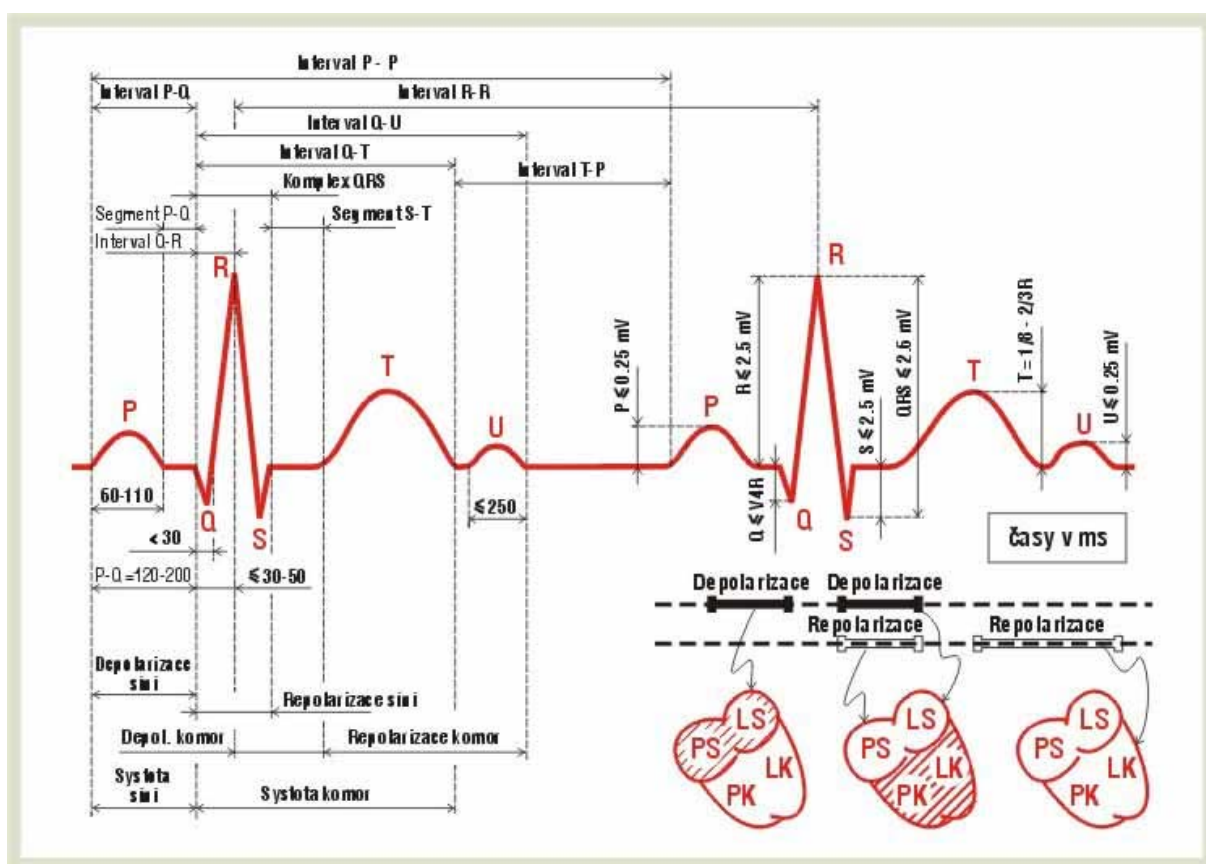
Elektrickým výsledkem těchto pozdějších toků iontů je, že membránový potenciál svalové buňky se udržuje okolo nuly asi po 200 ms a potom nastane repolarizační fáze, při níž klesá membránový potenciál na klidových - 90 mV.

Když povrch jedné srdeční buňky změni polaritu z pozitivní na negativní, vznikne proud pozitivních iontů z extracelulární tekutiny z přilehlých buněk k depolarizované. Tento iontový pohyb spustí depolarizaci v klidových buňkách. Depolarizace se tedy šíří jako postupující vlna z buňky, která byla jako první depolarizována. Povrchový elektrokardiogram zaznamená tuto vlnu depolarizace; jelikož buňky myokardu jsou depolarizované, EKG zaznamená změnu elektrické aktivity na povrchu těla, ale když srdeční buňky jsou úplně depolarizované se stálým membránovým potenciálem rovným nule, EKG se vrátí k základní nulové linii. Během repolarizace vzniká druhá elektrická vlna na tělesném povrchu a EKG zaznamená další odklon, kterým je vlna T.

Tvar P, QRS a T-vlny závisí na velikosti svalové hmoty síní a komor a rychlostí, jíž se depolarizace šíří srdcem. Obě síně jsou depolarizovány současně. Jejich svalová hmota je relativně malá a depolarizace probíhá poměrně pomalu, takže vlna P je běžně plochá a široká. Během následující repolarizace se síňové svalové buňky vrátí k základní linii. Teoreticky by měla být přítomna síňová repolarizační vlna (síňové T), ale v praxi ji nikdy nevidíme: repolarizační proces pravděpodobně je příliš difúzní, než aby mohl být zastižen běžnou kardiografickou technikou. Za předpokladu, že vedení depolarizace svalovinou komor je normální, depolarizace obou komor proběhne během 120 ms a komplex na EKG (QRS) je úzký. Jakmile jsou komorové buňky depolarizovány, EKG se vrátí k základní linii, po uskutečnění repolarizace EKG zaznamená komorovou T-vlnu.



Obr 2. Tok iontů během depolarizace jednotlivé buňky srdce. [2]



Obr 3. Ukázka křivky EKG. [2]

### 2.3.2 Vedení depolarizační vlny

Depolarizace běžně začíná v SA a depolarizační vlna postupuje svalovinou síní k AV. V AV uzlu se vedení zřetelně zpomalí, ale z uzlu začíná jediné normální spojení mezi síněmi a komorami, kterým je Hisův svazek. Ten prochází do komor blízko horní části trikuspidální chlopně a v komorovém septu se dělí na levé a pravé Tawarovo raménko. Levé raménko se dělí znovu na větve:

přední a zadní. Tak tři větve Hisova svazku vedou depolarizační vlnu rychle k Purkyňovým vláknům a tím ke komorovým svalovým buňkám.

Šíření depolarizace se nazývá vedením. Schopnost vedení mají všechny srdeční svalové buňky. Vedení se může uskutečnit přímo od jedné svalové buňky ke druhé, ale to je relativně pomalý způsob. Vedení ve specializované vodivé tkáni je mnohem rychlejší. Rychlost vedení v síňových svalových buňkách je okolo 1 m/s, ve srovnání s 0,2 m/s v atrioventrikulárním uzlu, 4,0 m/s v Hisově svazku a Purkyňových vláken a 0,5 m/s v buňkách komorové svaloviny.

### **2.3.3 Rychlost vedení a elektrokardiogram**

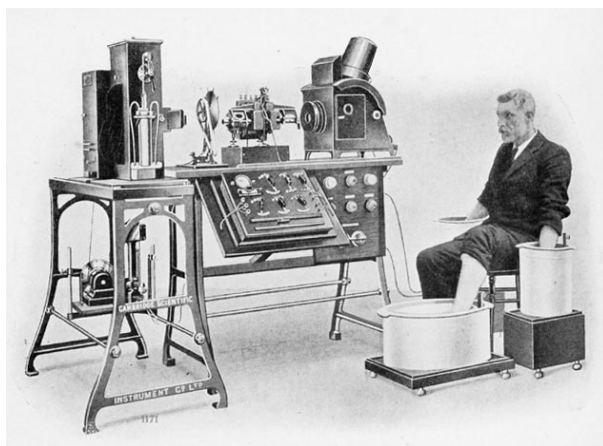
Vedení depolarizace může být zpomaleno nebo zastaveno kdekoliv na cestě z SA-uzlu k svalovým buňkám komor a místo poruchy vedení můžeme obvykle zjistit z povrchového EKG.

[1] [2] [3]

### 3 Elektrokardiografie

Je diagnostická metoda, umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce. Je to základní vyšetřovací metoda v kardiologii. Umožní zjistit základní poruchy srdečního rytmu, ischemické změny v myokardu, apod.

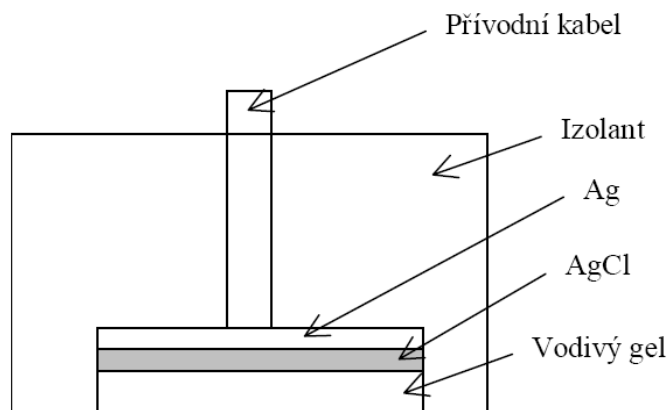
Záznam elektrické aktivity srdce se provádí prostřednictvím elektrokardiografu, samotné snímání napětí z těla se provádí pomocí elektrod, umístěných na hrudníku a končetinách dle standardizovaných schémat. Výsledný záznam se nazývá elektrokardiogram.



Obr 4. První elektrokardiograf. [4]

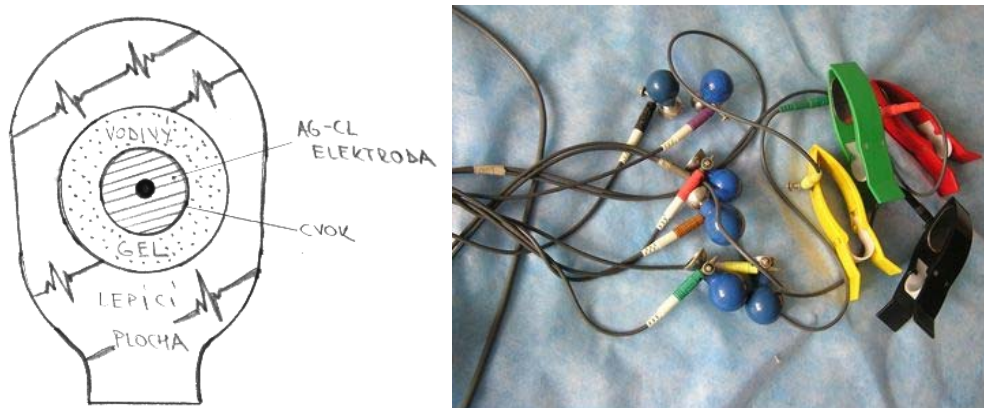
#### 3.1 Snímací elektrody pro snímání elektrické aktivity srdce

Elektrody Ag-AgCl. Patří mezi elektrody druhého druhu. Jako elektrolyt se ve spojení s těmito elektrodami používá roztok látky, který má s těžko rozpustnou solí nebo hydroxidem společný aniont. Pro uvedený typ elektrody je elektrolytem roztok KCl. U elektrody typu AgCl je významná stálost jejich vlastností a je výhodou, že vodivá pasta, která je mezi povrchem kůže a elektrodou vyrovnává nerovný povrch kůže. Elektrolyt bývá zahuštěn do formy pasty. U elektrod vpichových jsou elektrolytem tělní tekutiny.



Obr 5. Schéma Ag-AgCL elektrody. [5]

Pro dlouhodobé snímání elektrokardiogramu se používají Ag-AgCl elektrody. Většinou jsou jednorázové, které mají z jedné strany lepicí plochu sloužící k pevné fixaci s tělem pacienta. Uprostřed lepicí plochy je umístěn vodivý gel, který zprostředkovává přenos signálu mezi tělem a elektrodou. Elektroda je propojena s přístrojem kablíkem. Kablík je zakontaktován na elektrodě cvočkem. Pro snímání elektrokardiogramu přímo z Hissova svazku se používá kvadropolární elektrody. Na Obr 6. je vyobrazena standardně používaná elektroda pro snímání EKG. [5]



**Obr 6. Elektrody pro snímání EKG signálu. [5] [3]**

### 3.2 Snímání elektrické aktivity srdce

Roku 1786 profesor anatomie Galvani jako první zjistil elektrickou aktivitu ve svalu žabí nohy. Dalším mezníkem byl rok 1820, kdy Ampère představil svůj vynález galvanometru. Který později v roce 1903 předělal holandský lékař a fyziolog Willem Einthoven na první citlivý strunový galvanometr na záznam akčních proudů myokardu. Poté, a tím umožnil sledování biopotenciálů. Stal se tedy objevitelem elektrokardiografie. [5]

#### **Rušivé vlivy při snímání EAV:**

- Změna přechodového odporu
- Způsobeno pohybem pacienta
- Pocením apod.
- Porucha přístroje
- tvar signálu je závislý na charakteru poruchy
- Rušivé působení organismu
- EMG potenciály, Rušení elektrovedné sítě, apod.
- Jiné zdroje(artefakty)
- defibrilace, elektrokoagulace, kardiostimulace, elektrostatika apod.

### 3.2.1 Ideální parametry elektrokardiografu

Ideální parametry EKG	
Napěťový zisk	1000
Citlivost	10 mm/mV
Rychlost posuvu	25 nebo 50 mm/s
Šířka přenášeného kmitočtu	0-100 Hz
Vstupní impedance	300 kΩ

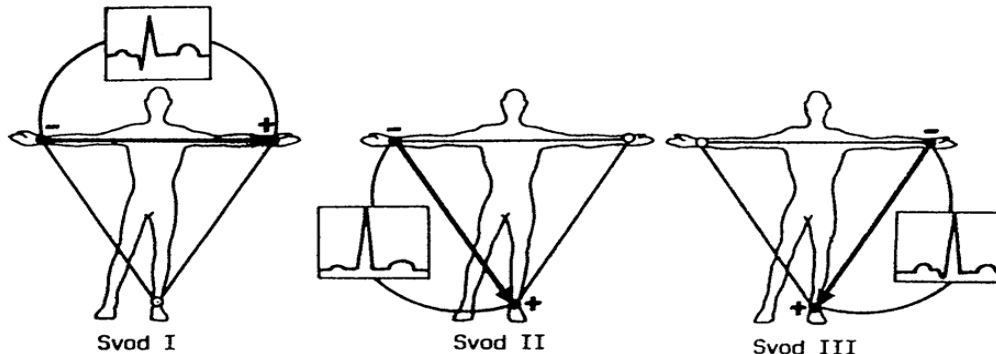
Tab. 1. Ideální parametry EKG. [5]

### 3.2.2 Rozdělení dle použitých standardů zapojení

Pro snímání EAV se v dnešní době používá systém 12 elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby.

#### 3.2.2.1 Bipolární končetinové svody

Při tomto zapojení se měří rozdíl potenciálů mezi dvěmi aktivními elektrodami. Při standardním zapojení jsou elektrody umístěny na levé (žlutá) a pravé (červená) horní končetině a levé (zelená) dolní končetině. To znamená, že tvoří rovnoramenný trojúhelník nazývaný Einthovenův trojúhelník. Elektroda na pravé (černá) dolní končetině, bývá označována jako zem. Svody se označují římskými číslicemi I, II a III. Rozmístění pozitivních a negativních elektrod ve svodech je ukázáno na obrázku.



Obr 7. Svody I, II a III. [5]

Svod	Pozitivní elektroda	Negativní elektroda
I	Levá horní končetina	Pravá horní končetina
II	Levá Dolní končetina	Pravá horní končetina
III	Levá Dolní končetina	Levá horní končetina

Tab. 2. Zapojení elektrod dle Einthovena. [5]

### 3.3 Metodika měření tepové frekvence

Tepová frekvence je jedním ze základních sledovaných fyziologických parametrů, hlavně v klinické medicíně, pracovním a sportovním lékařství. Je ukazatelem činnosti a výkonnosti srdce. Z tepové frekvence se dají pomocí post-analýzy dají zjistit poruchy srdeční činnosti. Tepová frekvence u mužů je přibližně 60 až 80 tepů za min, u žen je asi o 6 až 8 tepů za min vyšší.

**Tepová frekvence se dá určit z:**

- Srdeční elektrické aktivity
- Akustické projevy srdeční činnosti
- Změny tlaku v krevním řečišti
- Změny rychlosti proudění krve v krevním řečišti
- Změny objemu, nebo impedance tkáně v závislosti na jejím prokrvení

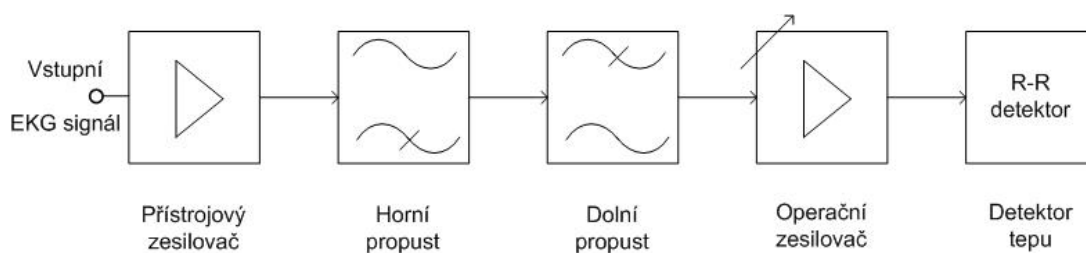
Zařízení pro měření tepové frekvence se nazývá kardio-tachometr. Je součástí většiny zařízení používaných v lékařství.

#### 3.3.1 Vyhodnocení tepové frekvence

Jsou dva způsoby jak lze hodnotit. Můžeme měřit buď okamžitou hodnotu tepové frekvence nebo její průměrnou hodnotu.

Pro účely přímého zobrazování číselné hodnoty tepové frekvence obvykle vyhodnocujeme průměr za několik posledních tepů ,např. deset, dvanáct, apod.. U všech pacientů totiž hodnota tepové frekvence v malých mezích kolísá. Sledování okamžité hodnoty by způsobilo neustálou změnu údajů na displeji přístroje, takže by nebylo možné hodnotu odečítat.

Porovnání okamžité a průměrné tepové frekvence lze využít k detekci výskytu komorové extrasystoly, tj. předčasného stahu komor. Předčasnost stahu nelze hodnotit porovnáním s pevnou hodnotou odvozenou od obvyklé tepové frekvence, neboť ta je různá u různých pacientů a navíc se u daného pacienta může rapidně měnit. Je nutno vytvořit měnící se (klouzavý) práh vyhodnocením průměrné tepové frekvence. V kardio-tachometru se převádí vstupní signál, který je závislý na tepové frekvenci, na veličinu s četností výskytu změn závislou na tepové frekvenci. Muže jít například o signál ve tvaru sledu impulsů. U řady přístrojů se jako vstupní signál používá signál EKG, jeho zpracování na odpovídající sled impulsů se provádí detektorem R-vlny. Signál EKG je zesílen na odpovídající úroveň a přiveden na vstup detektoru R-vlny.



**Obr 8. Schéma elektrotachokardiografu**

### 3.3.2 Přístrojový zesilovač

Přístrojový zesilovač slouží jako impedanční přizpůsobení a mimo jiné odstraňuje i souhlasná napětí, která mohou vzniknout polarizací elektrod nebo rušením indukujícím se souhlasně na obou přívodních vodičích. Proto je vhodné využívat diferenciální zesilovače. Přístrojový zesilovač nesmí mít velké zesílení ( $G > \text{jednotky až desítky}$ ), aby vlivem velmi vysoké úrovně rušení nedošlo k saturacím a tak ztratám informací. Těmto požadavkům nejlépe vyhovují přístrojové zesilovače, které se proto takřka výhradně využívají.

#### Požadavky na přístrojový zesilovač:

- Stabilita při nízkém zesílení ( $G = 1$  až  $10$ )
- Vysoké potlačení souhlasného napětí (CMR)
- Nízký vstupní proud ( $I_B$ )
- Dobrý rozsah výstupního napětí ( $U_O$ )
- Velmi nízký offset a drift

### 3.3.3 Kmitočtové Filtry

#### 3.3.3.1 Hornopropustný filtr

Odstraňuje pomalu se měnící a stejnosměrné složky signálu, aby bylo možno signál dále zesilovat bez obav ze ztráty informací (mj. saturace zesilovače). Na elektrodách vznikají půlčlankové potenciály mnohonásobně větší než užitečný signál. Projevují se jako stejnosměrné rozdílové složky bioelektrického signálu. Obvykle v praxi předpokládáme maximální stejnosměrné rozdílové složky okolo 500 mV. Velmi nízké frekvence obvykle vznikají vlivem pohybových artefaktů.

#### 3.3.3.2 Dolnopropustný filtr

Odstraňuje nepotřebné vysoké frekvence signálu. Pro kvalitní zobrazení EKG signálu postačuje zachovat frekvence maximálně do 250 Hz, obvykle však do 100 Hz pro diagnostické EKG.

V detektoru R-vlny, je nejprve provedena základní filtrace EKG signálu, která odstraní výše uvedené rušivé složky omezením frekvenčního pásma signálu na rozsah 0,05÷100 Hz. Používají se zde dva v sérii zapojené filtry. První typu horní propust s dolní mezní frekvencí 0,05 Hz, druhý je dolní propust s mezní frekvencí 100 Hz. Jedná se tedy o stejnou úpravu signálu, jaká se běžně používá u elektrokardiografu.

### 3.3.4 Operační zesilovač

Výstupní signál z přístrojového zesilovače, jak již bylo zmíněno, bývá jen slabě zesílen ( $G < 10$ ). Protože však EKG dosahuje úrovní jednotek mV, požadujeme zesílení až  $G \approx 1000$ . K provedení využijeme operační zesilovač. Protože signál je silně zašuměn, potřebujeme při zesílení také snížit úroveň rušivého signálu. To lze realizovat najednou.

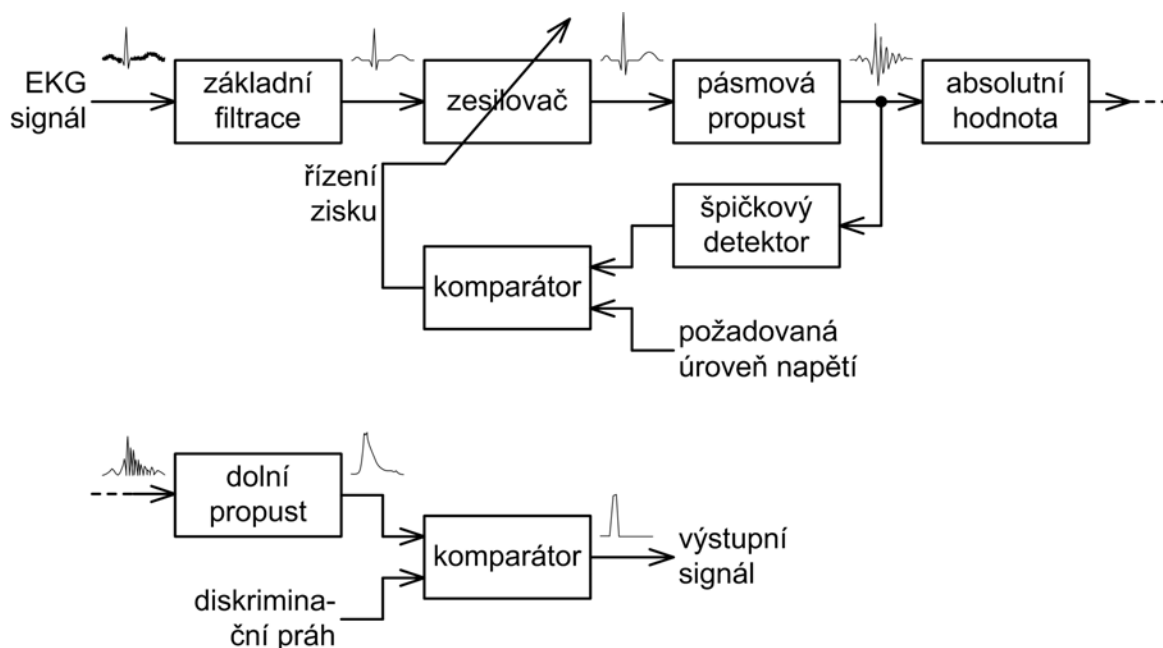


#### Požadavky na operační zesilovač:

- Nízký šum při vysokém zesílení ( $G = 10$  až  $1000$ )
- Výstup v plném rozsahu napájecího napětí (Rail – to – Rail)
- Velmi nízký offset a drift

### 3.3.5 Detektor R-vlny

Spektrum QRS komplexu zahrnuje kmitočty od 2,5 Hz do 35 Hz, jeho nejvýraznější složky leží v rozmezí 5 až 20 Hz. Signál je dále zesílen na požadovanou úroveň. Prostřednictvím detektoru špičkové hodnoty a komparátoru je upravován zisk příslušného zesilovače. Následující pásmová propust musí mít dosti strmou přenosovou charakteristiku a centrální frekvenci v rozmezí 15 až 17 Hz, čímž dostáváme na jejím výstupu signál, obsahující především frekvenční složky komorového komplexu. Vytvoření absolutní hodnoty (např. pomocí kvadrátoru) vyloučí vliv polarity signálu. Následuje filtr typu dolní propust s horní mezní frekvencí 5 až 6 Hz, kterým je signál vyhlazen. Strmost hran vzniklého impulsu je nakonec zvýšena prahováním. Činnost detektoru R-vlny a tím i kardiostomometru může dosti nepříznivě ovlivnit kardiostimulátor, pokud jej má pacient implantován. Může dojít k situaci, kdy kardiostimulátor sice pracuje, avšak stimulace je neúčinná. Hodnoty tepové frekvence, za tohoto stavu získané, jsou falešné. Proto je vhodné, aby detektor R-vlny byl vybaven možností detekovat a vyloučit kardiostimulační impulsy. Kritériem pro jejich rozpoznání je strmost hran, která je u kardiostimulačních impulsů mnohem vyšší než strmost komplexu QRS.



Obr 9. Blokové schéma detektoru R-vlny. [5]

[4] [5] [12]

## 4 ZigBee

Standard ZigBee je u IEEE veden pod označením 802.15.4 WPAN Low Rate. Jeho primárním úkolem je poskytnout co nejjednodušší prostředek pro bezdrátové spojení se zaměřením na velmi nízkou spotřebou, a to tak nízkou, aby zařízení vydrželo s běžnými tužkovými bateriemi i několik měsíců (a dokonce i let) v provozu.

O rozvoj a podporu standardu se stará ZigBee Alliance a sdružuje přední výrobce elektronických součástek. V současné době má sdružení přes 160 členů a mezi hlavní patří společnosti Philips, Motorola, Samsung, Freescale Semiconductor, Texas instruments, Ember, Invensys Mitsubishi Electric Corporation a Honeywell.

Charakteristika sítě ZigBee: Dosah sítě je přibližně 0 až 75 m, v závislosti na vyzařovacím výkonu. Pracuje v bezlicenčních pásmech celeosvětově 2,4 GHz, zde má 16 kanálů a rychlost 250 kbps s modulací O-QPSK. Navíc v Americe v bezlicenčním pásmu 915 MHz, zde má 10 kanálů a rychlost 40 kbps s modulací BPSK a v Evropě v bezlicenčním pásmu 868 MHz, zde má 1 kanál a rychlost 20 kbps s modulací BPSK.

### 4.1 Topologie

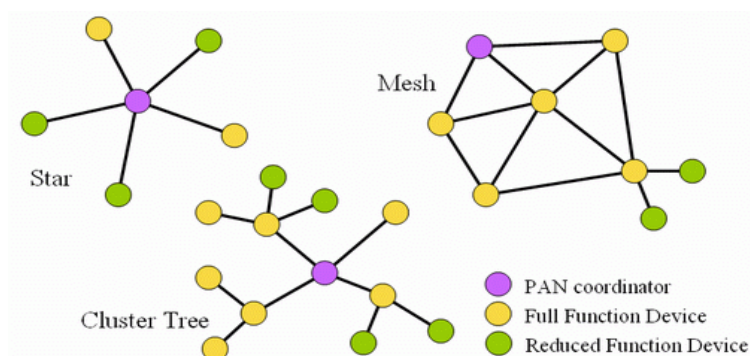
Pro adresaci jednotlivých zařízení v síti lze použít dlouhé (64 bit) nebo zkrácené (16 bit) binární adresovací kódy (obr. 4). Každou síť lze jednoznačně určit pomocí 16bitového identifikátoru PAN ID, který se používá v případě, kdy v jednom prostoru je provozováno více sítí podle standardu IEEE 802.15.4. Každá síť s jedinečným PAN ID je řízena koordinátorem (centrální stanicí).

PAN ID zdroje 0/2 byte	Adresa zdroje 0/2/8 byte	PAN ID cíle 0/2 byte	Adresa cíle 0/2/8 byte
Adresové pole			

**Obr 10. Adresové pole MAC rámce [9]**

Síťová vrstva standardu ZigBee podporuje síťové topologie typu hvězda (*star*), strom (*tree*) a síť (*mesh*)

Uzly sítě jsou buď plně funkčními zařízeními, která mohou vykonávat funkce koordinátora, směšovače nebo koncového zařízení a nebo redukovanými zařízeními, která mohou pracovat pouze jako koncová zařízení. Síť je řízena ZigBee koordinátorem. V topologii typu hvězda komunikují ostatní zařízení, označovaná jako koncová, přímo s koordinátorem. V topologii typu síť a strom, koordinátor spouští komunikaci a stanovuje parametry sítě. Síť lze rozšířit použitím ZigBee směrovačů. V síti typu strom se pro přenos dat a řídicích zpráv užívá hierarchického směrování. Topologie typu síť umožňuje samostatnou komunikaci mezi P2P.

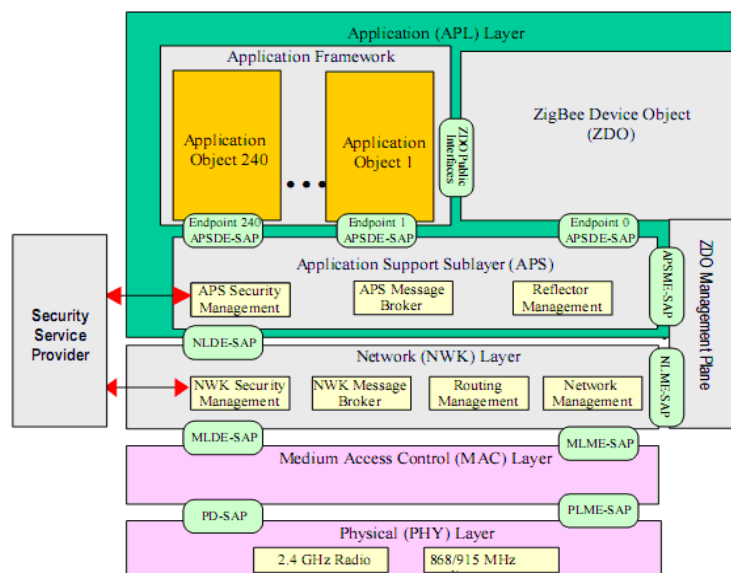


**Obr 11. Topologie sítě ZigBee. [9]**

Dále lze rozlišit další dva typy sítí, a to "beacon-enabled" a "non-beacon" síť. V síti "beacon-enabled" koordinátor pravidelně vysílá signál, který koncová zařízení využívají k připojení se k síti a vlastní synchronizaci pro následný přenos dat. Pro navázání spojení se tedy používají superrámce popsané níže. V "non-beacon" síti koordinátor také periodicky vysílá signál, který však slouží pouze k jeho vlastní identifikaci a koncovým zařízením k detekci. Koncová zařízení komunikují s koordinátorem pomocí požadavků na vysílání dat a potvrzovacích rámců. Musí být neustále připraveny podporovat komunikaci mezi rovnocennými uzly.

## 4.2 Referenční model ZigBee

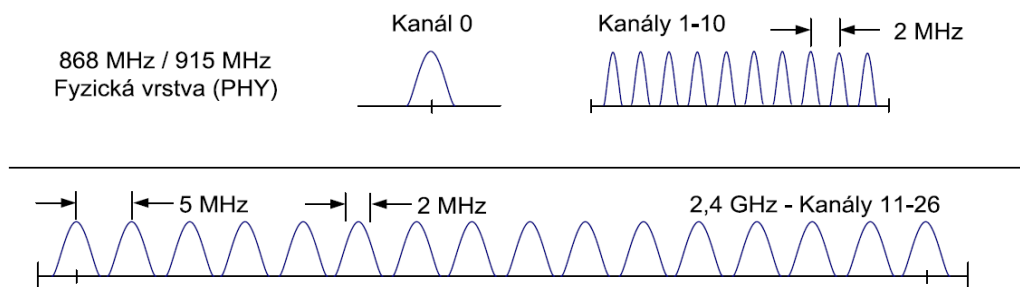
Referenční model standardu vychází ze sedmivrstvého modelu ISO/OSI. Používá však jen ty vrstvy, které jsou významné k dosažení funkčnosti v uvažované oblasti použití. Standard IEEE 802.15.4 definuje dvě nejnižší vrstvy - PHY a podvrstvu MAC spojové vrstvy. Nad těmito vrstvami definuje ZigBee Alliance NWK a APL vrstvu. Zákazník si definuje aplikační vrstvu



**Obr 12. Referenční model ZigBee. [6]**

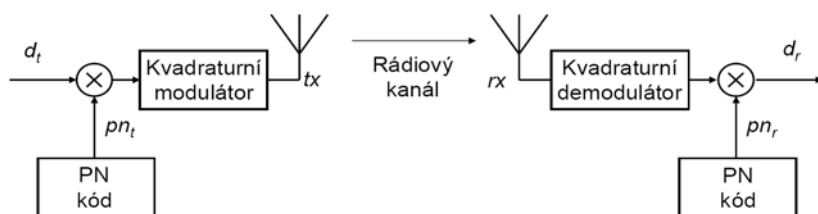
### 4.2.1 Fyzická vrstva

Každé bezdrátové zařízení osobní místní sítě s malým dosahem obsahuje nejnižší vrstvu z modelu ISO/OSI. Tato vrstva obsahuje vysílač/přijímač, a základní prvky řízení RF části. Definuje také parametry bezdrátového přenosu, to znamená typ modulace, používané frekvence, způsoby mapování.



**Obr 13. Kmitočtové rozdělení zigbee. [9]**

Modulace O-QPSK zajišťuje proti klasické QPSK snížení parazitní amplitudové modulace (z principu O-QPSK při maximální změně fáze o  $\pm 90^\circ$  může dojít k parazitní amplitudové modulaci s hloubkou modulace maximálně 30%). Oproti QPSK lze vysílat symboly dvojnásobnou rychlostí, čímž vzroste přenosová rychlost, avšak se také rozšíří šířka přenosového pásma. Jakmile je signál modulován, je pomocí metody DSSS přenesen. Metoda DSSS je technika přímého rozptýření spektra, kde každý přenášený bit je nahrazen sérií chipů, která zajistí pseudonáhodný charakter pomocí goldových kódů. Tento signál se ostatním jeví jako šum.



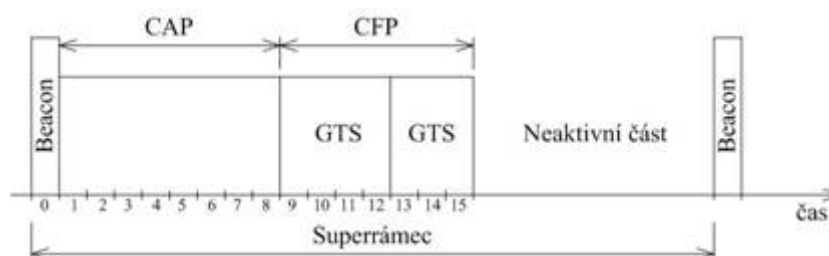
**Obr 14. DSSS modulátor/demodulátor. [9]**

### 4.2.2 Linková vrstva

Vrstva MAC provádí synchronizaci, zabezpečuje přístup na radiový kanál, ověřuje platnost rámce, potvrzuje příjem rámce, řídí spojení, generaci a rozpoznání adres.

Standart IEEE 802.14.5 dává možnost použít superrámec, jehož struktura je definována koordinátorem sítě. Superrámec vysílaný koordinátorem je ohraničený *beacon* rámcem a je rozdělen na 16 stejných slotů. V prvním je vysílán *beacon* rámec. Je určen pro synchronizaci, identifikaci sítě PAN a k popisu struktury superrámce. Ve zbývajícím čase může kterékoli zařízení na základě přístupové metody CSMA-CA komunikovat. Každý superrámec může mít aktivní a neaktivní část. Během aktivní části koordinátor komunikuje s příslušnou PAN a v neaktivní části může přejít do režimu spánku (*low-power mode*). Aktivní část lze dále rozdělit na oblast CAP a CFP. V době trvání CAP probíhá komunikace na základě CSMA-CA. Část CFP je složena z několika GTS, které jsou vyhrazeny pro

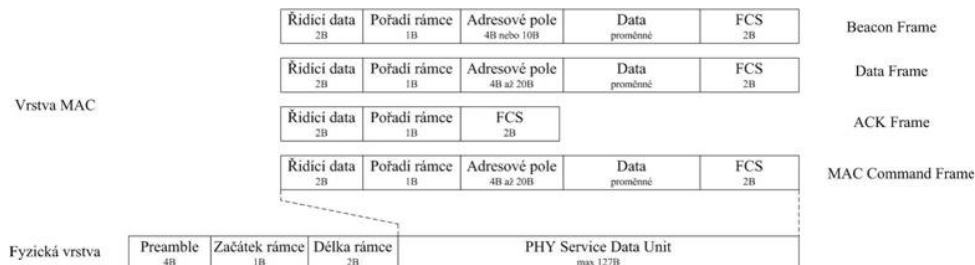
pomalá (*low-latency*) a prioritní zařízení. Vysílání superrámce se může opakovat v intervalech 15 ms až 252 s.



**Obr 15. Příklad struktury superrámce. [9]**

Pro vlastní komunikaci jsou definovány čtyři typy rámců, které jsou buď řídicí nebo datové:

- *Beacon Frame* - slouží pro synchronizaci a v *beacon-enabled* sítích k probuzení uživatelských zařízení
- *Data Frame* - slouží pro všechny datové přenosy, je možné jej použít pro přenos až 104 byte užitečných dat
- *Acknowledgment Frame* - slouží pro potvrzení úspěšně přijatého rámce. Jsou vysílány okamžitě po příjmu datového rámce v čase mezi rámci (IFS - *Interframe Space*)
- *MAC Command Frame* - slouží k nastavení a řízení klientských zařízení v síti.



**Obr 16. Struktury rámců. [9]**

### 4.2.3 Síťová vrstva

Nad vrstvami standardu IEEE 802.15.4 je definována síťová vrstva (NWK) a struktura pro aplikační vrstvu (APL). Síťová vrstva provádí připojování k síti a odpojování od ní, zabezpečení a směrování paketů. Jako základní zabezpečovací mechanismus se používá 64bitový nebo 128bitový kryptografický algoritmus AES (Advanced Encryption Standard). Dále zajišťuje nalezení zařízení v rámci jednoho přeskočku. V případě koordinátora sítě je odpovědná za start sítě a přiřazování adres nově začleněným zařízením.

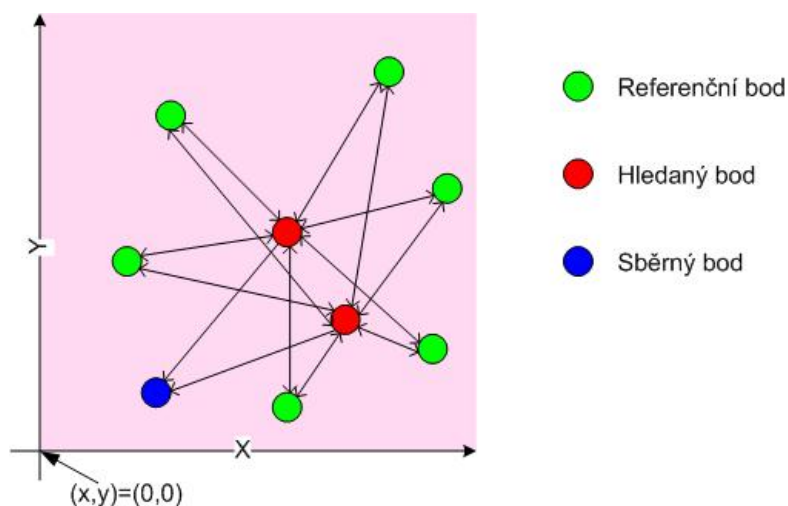
### 4.2.4 Aplikační vrstva

Aplikační vrstva je složena z pomocné aplikační podvrstvy (APS - *application support sub-layer*), z objektů ZigBee (ZDO - *ZigBee device object*) a z aplikačních objektů definovaných výrobcí. Úkolem pomocné aplikační podvrstvy je udržovat vazební (*binding*) tabulky, které umožňují propojit

dvě zařízení na základě jejich služeb a potřeb. Dále přeposílá zprávy mezi vzájemně vázanými zařízeními. Objekt ZigBee (ZDO) definuje roli zařízení v síti (např. ZigBee koordinátor nebo koncové zařízení), zavádí a nebo odpovídá na žádosti spojení a zřizuje zabezpečené spojení mezi zařízeními sítě. ZDO také zajišťuje hledání zařízení v síti a zjišťuje jimi poskytované služby.

### 4.3 Location engine

Technologie „location engine“ je přímo hardwarově implementována do SoC CC2431 od TI. Díky této technologii je mikropočítač schopen v rámci dvourozměrné soustavy souřadnic určit svoji pozici vůči třem a více referenčním bodům. Díky tomu, že vlastní zpracování probíhá přímo na čipu mikroprocesoru hledaného bodu, je sníženo celkové zatížení sítě ZigBee. Hledaný bod odesílá vypočtené informace z hodnot RSSI o své poloze přímo do sběrného bodu. Tím je zátěž rozložena na všechny prvky této sítě.



Obr 17. Location engine. [10]

#### 4.3.1 Zjištění pozice location engine

Vlastní zjištění polohy je založeno na základě hodnoty RSSI. Udávaná přesnost výrobcem je přibližně 0,25 m.

Hledaným bodem (ZED) musí být čip cc2431, který má implementován hardwarové zpracování výpočtu, jehož pomocí dokáže zjistit svoji polohu. Nejprve si vyžádá informaci od okolních referenčních bodů (ZRD), které musí být minimálně 3 a maximálně jich může být 16. Referenčním bodem může být každé zařízení ZigBee podporující Z-Stack. Referenční body posílají informaci o své poloze vůči hledanému bodu. Informace od každého referenčního bodu je tvořena x a y souřadnicí referenčního bodu a hodnotou RSSI. Poté co jsou přijaty všechny informace od okolních referenčních bodů hledaným bodem, spustí se algoritmus výpočtu pozice a výsledek se odešle do sběrného bodu (ZCD). Odtud je informace zaslána přes rozhraní RS232 nebo USB přímo do počítače.

#### 4.3.2 Parametry pro výpočet pozice

Pomocí těchto parametrů je schopen hledaný bod určit svou pozici jedná se o tyto parametry

Parametr	Rozsah	Vysvětlení
A	30-50	Absolutní hodnota vyzářeného výkonu ve vzdálenosti
n_index	0-31	Určuje hodnotu N – zahrnutí vlastností okolí
RSSI	40-95	Hodnota intenzity přijatého signálu
X,Y	[0-	Rozměry měřeného pole

**Tab. 3. Tabulka parametrů location engine [10]**

#### 4.3.2.1 Parametr A

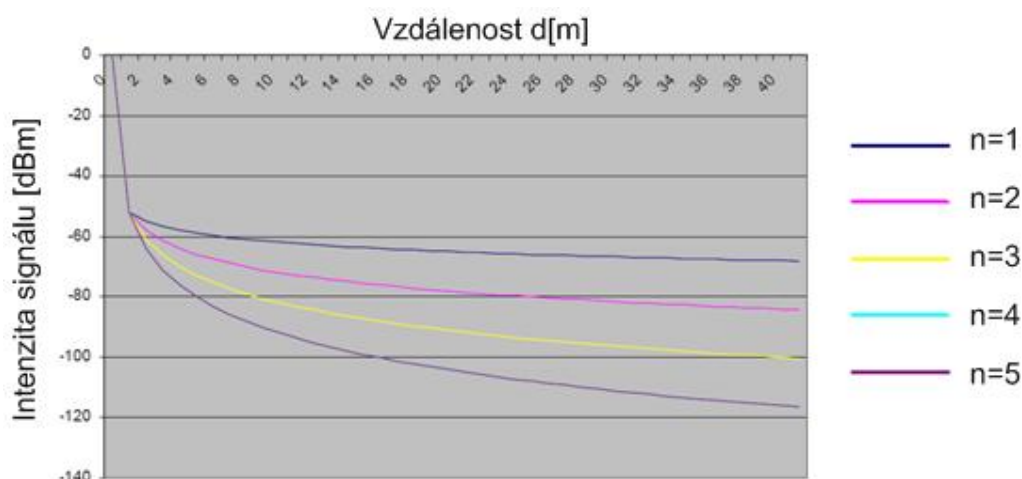
Tento parametr je konstantní složkou, která se označuje jako hodnota  $RSSI_{\text{OFFSET}}$ . Tato hodnota je daná průměrem změřených hodnot intenzity, dle úhlu natočení antény ve vzdálenosti 1m od vysílače. Tím zjistíme offset, který musí být brán při výpočtu. Typická hodnota parametru A udaná výrobcem je -40 dBm.

#### 4.3.2.2 Parametr n\_index (koeficient n)

Parametr n\_index je jen ukazatelem na pravou hodnotu koeficientu n v 32 prvkové tabulce. Koeficient n vyjadřuje změnu intenzity signálu s rostoucí vzdáleností od zdroje. Určuje se tím přizpůsobení vůči překážkám např. sklem, zdí a dalších možných překážek pro průchod signálu. Tento koeficient není přímo daný a musí se aplikovat přímo na daný prostor. Umístíme referenční body, náhodně zvolíme parametr n\_index a ten pak měníme, dokud nenajdeme nejlepší výsledek. Aby byla přesnost co největší, zvolíme co nejvíce referenčních bodů. Doporučená hodnota parametru n\_index je (15-25).

n_index	n	n_index	n	n_index	N	n_index	n
0	1,000	8	2,375	16	3,375	24	4,375
1	1,250	9	2,500	17	3,500	25	4,500
2	1,500	10	2,625	18	3,625	26	4,625
3	1,750	11	2,750	19	3,750	27	5,000
4	1,875	12	2,875	20	3,875	28	5,500
5	2,000	13	3,000	21	4,000	29	6,000
6	2,125	14	3,125	22	4,125	30	7,000
7	2,250	15	3,250	23	4,250	31	8,000

**Tab. 4. Převodní tabulka parametru n\_index na koeficient n. [10]**



**Obr 18. Změna intenzity při různých hodnotách koeficientu n. [10]**

### 4.3.3 Parametr RSSI

Tato hodnota je průměrována z prvních 8 přijatých znakových period (128μS). Tato hodnota je uložena v paketu v 1 bajtu, kde první bit zleva slouží jako dvojkový doplněk, aby bylo možno v aplikaci určit, jestli se jedná o zápornou nebo kladnou hodnotu typu int. Rozsah hodnot je (-127 až +127). Hodnota vypočtená dle vzorce (1.) a naměřená hodnota se budou mírně lišit. Toto je dáno vnějšími vlivy prostředí. Parametr d je vzdálenost od vysílací strany.

$$RSSI = -(10n \log_{10} d + A) \quad (1.)$$

### 4.3.4 Doba zjištění pozice

Doba výpočtu je závislá na počtu referenčních bodů. Čím více bude referenčních bodů, tím déle bude trvat výpočet pozice. Nejprve hledaný bod vysílá všem okolním referenčním bodům informaci, že mu mají poslat svoji pozici x,y a hodnotu RSSI. Poté čeká přibližně 100 až 200 ms na odpovědi. Tyto odpovědi začne zpracovávat a vyhodnotí z nich svoji pozici vztaženou k okolním referenčním bodům. Samotné zpracování trvá přibližně 200 ms. Doba udávaná výrobcem je 13μs až 50 ms, ale toto je pouze doba samotného výpočtu.

Takže celková doba zpracování je asi 400 ms, jelikož se sportovec za tuto dobu stihne posunout vzdálenost 2 až 3 m. Tento algoritmus není pro tuto aplikaci použitelný.

[6] [7] [8] [9] [10] [11]



## 5 Návrh a realizace EKG snímače

K vlastnímu snímání jsou použity elektrody připojené k tělu pomocí tří končetinových svodů. Snímaný signál je mezi pravou a levou rukou a třetí elektroda slouží jako napájecí. Viz popis v kapitole 3. Frekvenční pásmo EKG signálu se pohybuje v 0,5 až 250 Hz s amplitudou 4-5 mV. Pro naše účely postačí frekvenční pásmo od 0,5 Hz do 100 Hz, které slouží k diagnostickým účelům. Návrh celého zařízení je z uzpůsoben tak, aby bylo možno jej mít u sebe a nezatěžovalo nebo nějak jinak nebránilo sportovci v pohybu. Proto byly vybrány součástky typu SMD. K napájení tohoto zařízení bude sloužit baterie od 3,8V do 5,5V, která je připojena na vstup TPS73633.

### 5.1 Výběr součástek

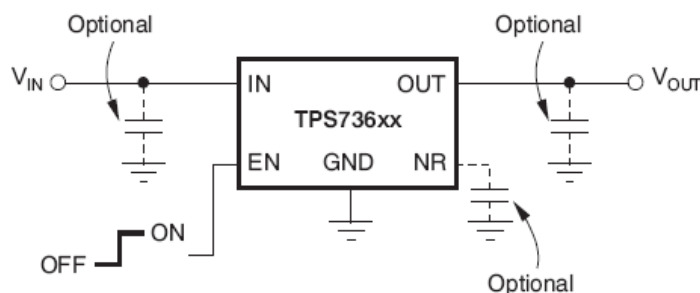
Zde jsem byl ovlivněn tím jaké součástky byly k dispozici ze strany TI.

Z jejich nabídky byly vybrány tyto součástky:

- Stabilizátor napětí - TPS73633
- Přístrojové zesilovače - INA333
- Operační zesilovač - OPA333

### 5.2 Stabilizátor napětí TPS73633

Pro napájení EKG modulu a mikropočítače bylo vybráno napájecí napětí 3,3V. Ze vstupního napětí stabilizátoru 3,8V až 5,5V, vytvoří stabilizátor výstupní napětí stabilních 3,3 V a výstupní proud je maximálně 400 mA. U stabilizátoru potlačit výstupní napětí tím, že přivedeme na vstup EN log. 0, pokud jej nebudeme využívat přivedeme na vstup EN  $V_{IN}$ . Vstup NR slouží k potlačení šumu, ten přes kapacitu 10 nF připojíme na zem.



Obr 19. Blokové schéma TPS73633. [13]

### 5.3 Přístrojový zesilovač INA333

Je přístrojový zesilovač sloužící jako impedanční přizpůsobení, které mimo jiné odstraňuje souhlasná napětí vzniklá polarizací elektrod, nebo souhlasné indukující se rušení na obou přívodních vodičích. Zesílení na tomto zesilovači ( $G >$  jednotky až desítky). Díky tomu nedochází k saturacím a následným ztrátám na informacích. Hlavní výhodou INA333 je, že má plně rail-to-rail vstupy i výstupy. To pro nás znamená, že můžeme využít celý rozsah napájecího napětí. Navíc má zpětnou

vazbu vyvedenou přímo na jeden vstup. Usnadní nám to práci při řešení filtrů. Protože budeme používat bateriové napájení, je výhodné, že ho můžeme napájet unipolárně.

Napájecí napětí	1.8V - 5.5V (unipolární)
CMR <sub>min</sub>	100Db
I <sub>Bmax</sub>	±0,2 nA
U <sub>0</sub>	±5 mV
Drift	0,1μV/°C
Offset voltage	25μV
Rozsah pracovních teplot	-40°C – 125°C
Pouzdro	MSOP-8

**Tab. 5. Parametry INA333. [14]**

#### 5.4 Operační zesilovač OPA2333 (333)

Je to operační zesilovač, sloužící k zesílení signálu vycházejícího z přístrojového zesilovače (jelikož se pohybuje v řádech mV). Musí daný signál zesílit zesílením okolo  $G \approx 200$ . Ale jelikož je signál stále zašuměn, musíme při zesílení, vhodnou filtrací, ještě snížit úroveň rušivého signálu.

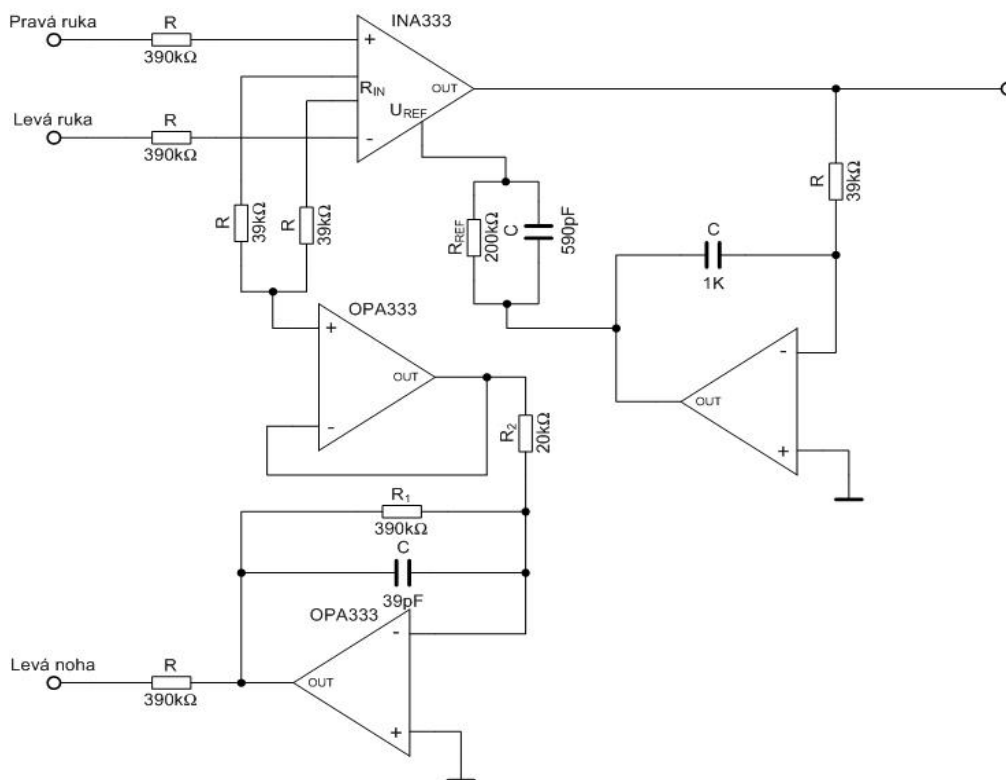
Napájecí napětí	1.8V – 5.5V (unipolární)
f <sub>max</sub>	2000 kHz
I <sub>Gmax</sub>	±17 μA
U <sub>0</sub>	±50 mV
Drift	0.1μV/°C
Offset voltage	10 μV
Rozsah pracovních teplot	-40°C – 125°C
Pouzdro	SOIC-8 (SOT23-5)

**Tab. 6. Parametry OPA2333 (333). [15]**

## 5.5 Impedanční přizpůsobení

Tato část slouží k impedančnímu oddělení člověka a měřícího řetězce. Hlavním prvkem je INA333. Tento přístrojový zesilovač má zpětnou vazbu sloužící ke stabilizaci vyvedenou na vstup OZ. K tomuto vstupu je připojen filtr typu dolní propust, nastavený na nízkou frekvenci. Tímto připojením získáme plovoucí zem a tím se sníží stejnosměrné napětí na výstupu z OZ.

Vlastní schéma impedančního přizpůsobení vychází z dokumentu TI [14]. Je to zapojení jednoho kanálu, kde elektrody na pravé a levé ruce slouží ke snímání a elektroda na pravé noze slouží k napájení. Bez tohoto napájení by byl signál silně zašuměný. Pacient není nikde uzemněn, nýbrž napájen opačným napětím než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu končetinových elektrod. V tomto případě se jedná o aritmetický průměr obou svodů. Tímto dostáváme lepší signál na vstupu, méně zatížený šumem. Výstup je prostřednictvím zpětné vazby, jak již bylo zmíněno, zaveden zpět do přístrojového zesilovače přes dolní propusti s kritickou frekvencí  $f_0 = 0,05$  Hz. Tím se zajišťuje snížení stejnosměrné složky na výstupu.



**Obr 20. Impedanční přizpůsobení. [12]**

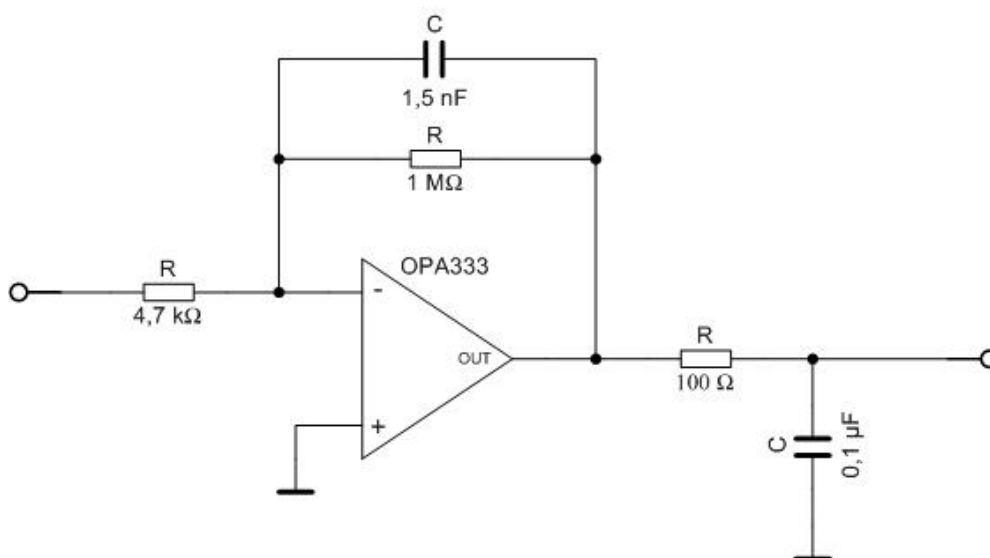
Zesílení tohoto bloku nastavujeme odporem  $R_{IN}$  ( $2 \times 39$  k $\Omega$ ) a odporem  $R_{REF}$  (200 k $\Omega$ ), který je ve zpětné vazbě. Pro tento případ zesílení odpovídá  $G = 5$ . Výpočet zesílení je dle vzorce (2.)

$$G = 2 \frac{R_{REF}}{R_{IN}} \quad (2.)$$

Stabilizační větev přivedena na pravou nohu pacienta obsahuje sledovač, aby nedocházelo k ovlivnění proudu tekoucího odporem  $R_{IN}$  u přístrojového zesilovače. Dále filtr prvního řádu typu dolní propust se zesílením. Frekvence tohoto filtru je nastavena přibližně na  $f_0 = 10,5\text{kHz}$  a zesílení na  $G = -19,5$ . Frekvence filtru a zesílení vypočítáme podle vzorce (3.). Kde  $R_1$  je odpor ve zpětné vazbě operačního zesilovače a  $R_2$  na jeho vstupu. Pro stabilizaci potenciálu je potřeba budit pacienta opačným napětím, proto s výhodou využíváme invertujícího zesílení, které bez dalších úprav vytvoří opačné napájení.

$$G = -\frac{R_1}{R_2}, f_0 = \frac{1}{2\pi R_1 C} \quad (3.)$$

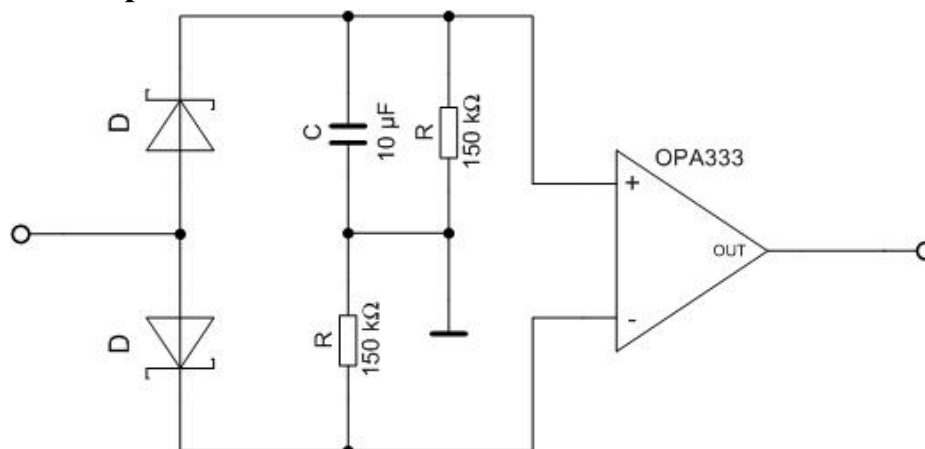
## 5.6 Filtr



**Obr 21. Filtr typu pásmová propust. [12]**

Jedná se o spojení aktivního a pasivního filtru. Zesílení a kritickou frekvenci aktivní části lze vypočítat podle rovnice (2.). Pro aktivní část tedy zesílení odpovídá  $G = -200$  a kritické frekvenci  $f_0 = 106\text{ Hz}$  s útlumem  $-3\text{ dB}$ . Zesílení tohoto filtru je invertující, proto je nutno při testech počítat z otočením elektrod, z důvodu neinvertujícího zobrazení EKG křivky. U pasivní části je kritická frekvence nastavena na  $f_0 = 15,92\text{ kHz}$ . Dle vzorce (2.).

## 5.7 Detektor tepu



**Obr 22. Detektor tepu**

Jedná se o zapojení derivátoru a komparátoru, který slouží k detekci R-vlny ze signálu. Detektor je navržen tak ,aby na výstupu bylo neustále 3.3 V a při R-vlně poklesla hodnota výstupního napětí skokově o -3V. Tím na výstupu dostaneme logickou nulu. Výstup z detektoru je přes vazební kapacitu zapojen na vstup snímače EKG.

[12] [13] [14] [15] [18]

## 5.8 Celkové schéma

Schéma zapojení, včetně schématu desky plošných spojů je uvedeno v příloze. Kompletní zapojení je realizováno na oboustranné desce, kde na spodní straně desky je zapojení EKG snímače s detektorem tepu a na horní straně desky je zapojení mikrocesoru CC2431. Rozměry desky jsou 45x55 mm. Díky této velikosti je možno jej použít přímo při sportu.

## 6 Návrh a realizace telemetrické části

### 6.1 CC2430 (CC2431)

Obvod CC2430 je plně integrovaný komunikační ZigBee systém na jednom čipu = SoC (System-on-Chip). Umožňuje tak relativně snadno realizovat aplikace vyžadující bezdrátovou komunikaci v podobě IEEE 802.15.4, Zigbee. V jednom pouzdře pak CC2430 kombinuje kvalitní RF transceiver (radiový vysílač / přijímač) s dobře zavedeným a často využívaným CPU jádrem 8051 doplněný o in-system programovatelnou Flash paměť o velikosti 32 až 256 kB (dle provedení), 8 kB SRAM a všemi obvyklými periferiemi, které najdete u klasického mikropočítače. Z pohledu softwaru v něm může běžet známý Z-Stack.

#### 6.1.1 Rádiová část

Jak již bylo zmíněno, rádiová část je tvořena IEEE 802.15.4 kompatibilním transceiverem, kde digitální RF jádro řídí koncové analogové moduly. Zároveň vytváří rozhraní mezi MCU částí čipu a radiovou částí a umožňuje jej řídit prostřednictvím příkazů, zjišťovat aktuální stavy a automatizovat a sekvenčně řídit průběh samotného vysílání a příjmu. Zároveň již na rádiové straně může provádět filtraci paketů a provádět adresovou identifikaci modulů.

##### 6.1.1.1 CPU a paměť

CPU jádro 8051 vykonávající příkazy v jednom instrukčním cyklu poskytuje tři různé přístupy do integrované paměti prostřednictvím 3 rozdílných sběrnic SFR, DATA a CODE/XDATA. Řadič přerušení obsluhuje celkem 18 zdrojů přerušení rozdělených do 6 skupin, kde každá je přiřazena k jedné ze čtyř přerušovacích priorit. Přerušení také mohou součástku probouzet ze všech tří nízko-příkonových / spících režimů.

Důležitým prvkem je paměťový arbiter, který propojuje CPU a DMA řadič s pamětí a všemi periferiemi prostřednictvím SFR sběrnice. Dále mapuje různé fyzické paměti (8kB RAM, Flash paměť a XREG/SFR registry) do jednoho paměťového prostoru. Přičemž rychlá SRAM paměť se mapuje do datového prostoru a části XDATA prostoru a data v ní zůstávají zaznamenány i v případě přepnutí do nízko-příkonových modů. 32 / 64 / 128 kB Flash paměť se pak mapuje do programového prostoru a XDATA prostoru pro zachování nahraného programu a případně zadaných konstant i při kompletně vypnutém napájení.

##### 6.1.1.2 Periferie

Univerzální 5kanálový DMA řadič je možné využít pro přístup do datové SRAM paměti a XDATA Flash paměti. Každý kanál lze nastavit odlišně DMA deskriptorem, kdekoliv v paměti. DMA mohou využívat takové periferie jako jsou AES šifrovací jádro, řadič flash paměti, sériová USART rozhraní, časovače, A/D převodník apod., kterým DMA významně urychluje přenos dat mezi SFR nebo XREG registry a Flash či RAM pamětí.

K dispozici je 16bitový časovač s funkcí časování/ čítání a PWM modulace obsahující 16 bitovou předděličku a 3 individuálně programovatelnými čítacími / zachytávacími kanály, každý s

porovnáním referenční 16 bitové hodnoty. Také může být využit v režimu generování časování pro IR signály.

Dále je zde druhý časovač, tzv. MAC časovač, speciálně navržen pro IEEE 802.15.4 MAC a další časově dělené softwarové protokoly. Proto má programovatelnou časovou periodu a 8bitový čítač přetečení, které lze využít pro počítání počtu vyslaných period. Třetí a čtvrtý již jen 8bitové časovače mají podobné možnosti jako ten 16bitový a každý čítací kanál může pracovat jako PWM výstup. Nesmíme však zapomenout i na nízko-příkonový sleep časovač využívající 32 kHz krystalový nebo RC oscilátor, který běží v sleep módech 0, 1 a 2 jako reálný časovač a umožňuje časové řízení probuzení. Samozřejmostí je watchdog.

Další důležitou periferií je jistě 8kanálový A/D převodník s nastavitelným rozlišením na 7 až 12 bitů ve 30 nebo 4 kHz pásmu. Zabírá tak celý port 0 a umožňuje jak převod audio signálu, tak i stejnosměrné složky. Vstup může být vztažen k centrální nule nebo může být plavoucí diferenciální.

Pro potřeby šifrování komunikace a dat nechybí plně hardwarové 128bitové AES šifrovací jádro vyžadující MAC vrstvu standardu IEEE 802.15.4, včetně ZigBee standardu a 16bitový LFSR generátor pseudonáhodných čísel.

Pro drátovou datovou komunikaci s okolím pak slouží dva sériové synchronní rozhraní USART 0 a USART 1, které mohou pracovat buď jako SPI master/slave nebo jako klasický asynchronní UART. Poskytují bufferování vysílání i příjmu i hardwarové řízení toku, přičemž mají vlastní baud-rate generátor, takže výše uvedené časovače jsou stále volně k dispozici.

Základní parametry CC2430	
Napájecí napětí	2V až 3.9V
Max napětí na	-0.3V až 3.9V
Max napětí na 1,8V	-0.3V až 2V
Rozsah pracovních	-50°C až 150°C
Vstupní RF úroveň	10 dBm
RF rozhraní	2.4 GHz IEEE 802.15.4
RF frekvenční rozsah	2400 – 2483,5 Mhz
Radio bit rate	250 kbps
Citlivost přijímače	-92 dBm
Jádro	8051
Paměti	2x4 kB SRAM a 32-128 FLASH

Periferie	5 channel DMA, 4 časovače, podpora CSMA/CA, RSSI, měření napětí a teploty součástky, 8 kanálový 12 bitový AD převodník, nastavení Vys./Přij., AES šifrování, 2x USART, 25 I/O vývodů
Pouzdro	QFN48

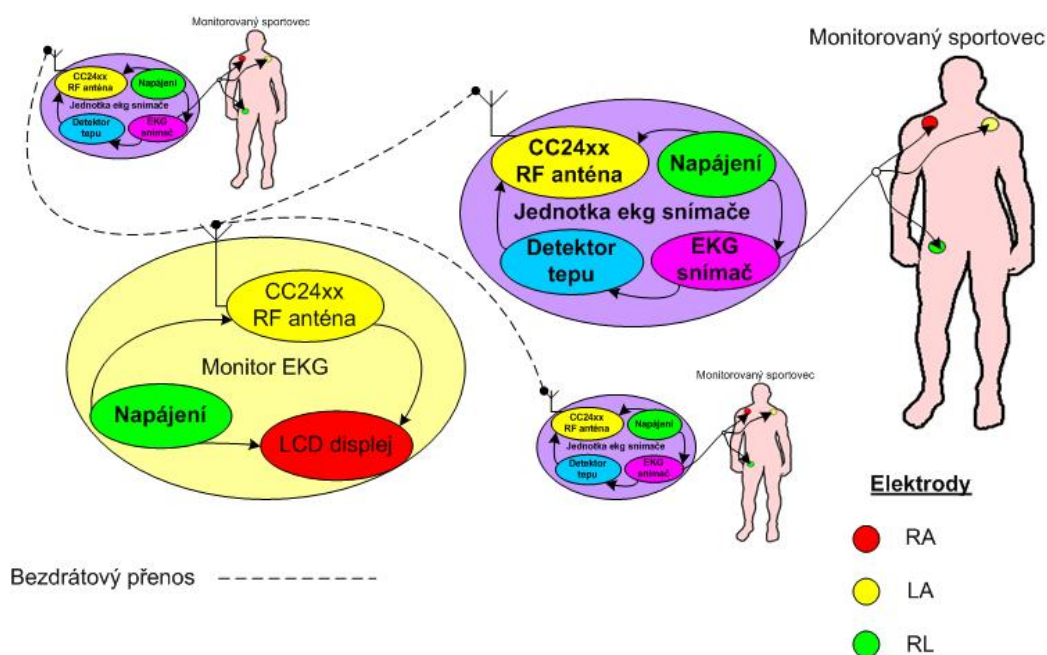
**Tab. 7. Shrnutí základních parametrů CC2430(CC2431)**

[10][12][13][14][15][16][17][18]

## 6.2 Návrh telemetrického řetězce

Pro tuto aplikaci je zvolený typ komunikace point-to-multipoint. To znamená, že jedno zařízení slouží jako monitor a tomuto zařízení posílají okolní jednotky EKG snímačů aktuální hodnotu tepu a hodnotu klouzavého průměru z posledních 16 hodnot tepu.

K realizaci komunikace je použita knihovna basicrf.c, která pomocí svých vlastních funkcí dokáže nastavit komunikaci mezi dvěma zařízeními a díky jednoduché úpravě se tato knihovna dá rozšířit na komunikaci více jednotek EKG snímačů a jednoho monitoru, kterému budou zasílat zprávy.



**Obr 23. Blokové schéma komunikace**

### 6.2.1 Jednotka EKG snímače

K realizaci nám stačí PORT 1 a 16 bitový čítač. Jak již bylo řečeno dříve na vstup mikropočítače je přiveden výstup z detektoru tepu na vstup P1\_1. Nastavení portu 1 je uloženo v registrech P1DIR, P1SEL a P2INP. Program je naprogramován, aby při sestupné hraně signálu bylo obsluhováno přerušení portu 1, ve kterém se nejprve přečte hodnota 16 bitového čítače a uloží do pomocných registrů, poté se hodnota čítače vynuluje. Dále se provede rotace vpravo všech původních výsledků a na první pozici se uloží aktuální výsledek. Pak se provede přepočítání na tep dle vzorce (4.) a



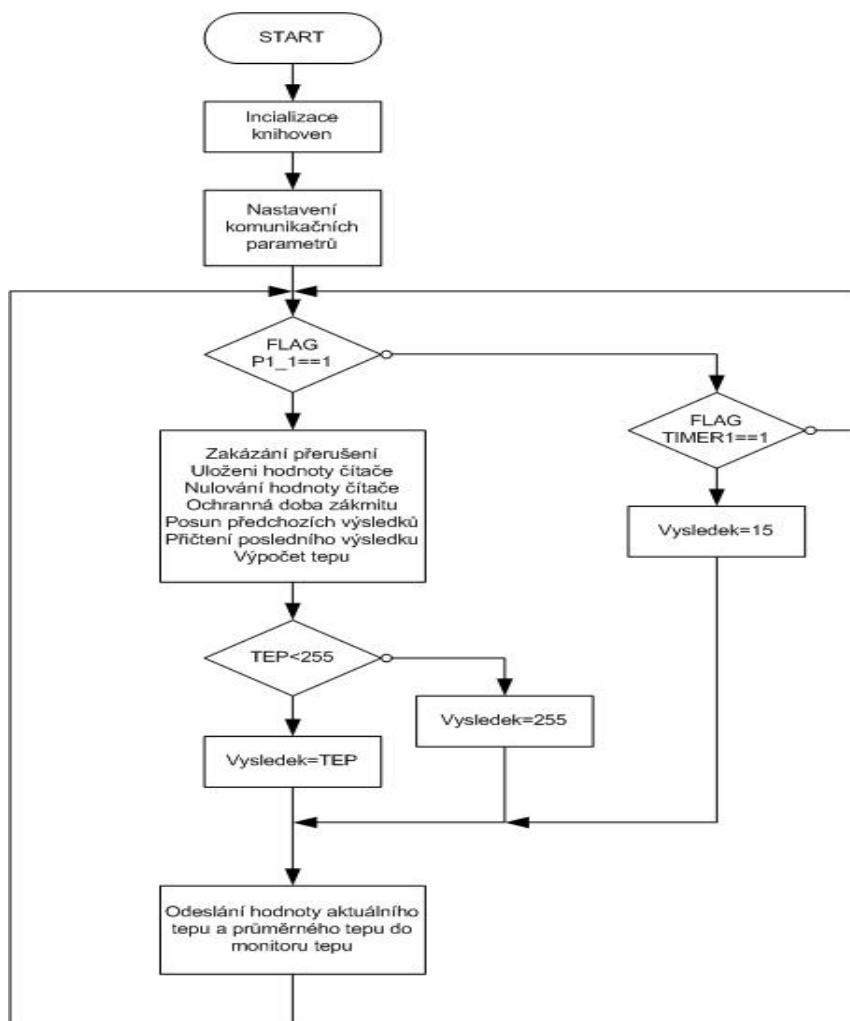
ještě se výsledek zaokrouhlí. Nakonec se odešle výpočet průměrného tepu ze 16 hodnot a aktuální hodnota tepu.

$$TEP = \frac{6 \cdot 10^7}{\frac{\sum_{i=1}^{16} vysledky[i]}{16}} \quad (4.)$$

Inkrementace čítače je každých 64  $\mu$ s. Toho je docíleno pomocí nastavení krystalu na 500 kHz v registru CLKCON a u čítače je nastavena předdělič na 32 a modul čítání na „free running“ v registru T1CTL. Viz vzorec (5.)

$$t_{INK} = \frac{f_{OSC}}{preddelic} = \frac{500000}{32} = 64 \mu s \quad (5.)$$

Pokud tento čítač přeteče, to je v případě, že doba mezi dvěma R-vlnami je delší jak 4,2 s, obslouží se jeho přerušení, ve kterém se odešle výsledek monitoru o tom, že pacient byl odpojen.

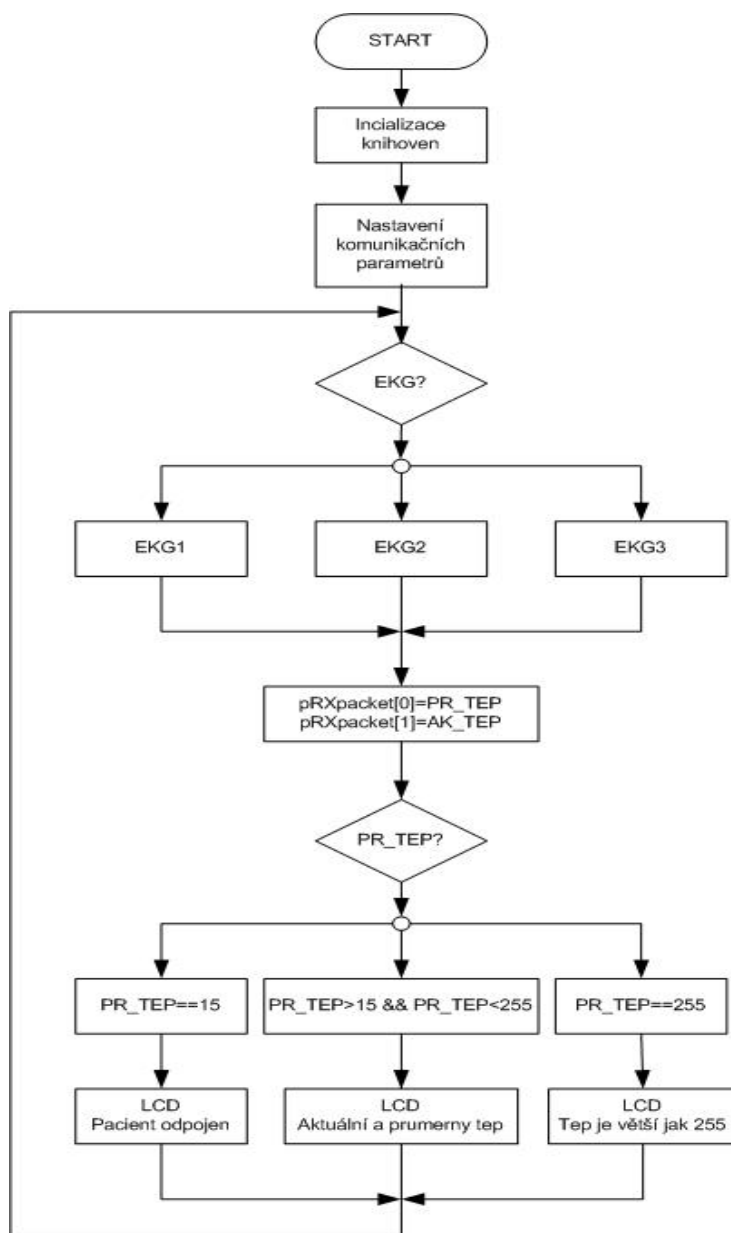


**Obr 24. Vývojový diagram jednotky EKG snímače**

Pro zjednodušení popisu je zde uveden ještě vývojový digram, který blíže popisuje vnitřní strukturu kódu pro jednotku EKG snímače.

## 6.2.2 EKG monitor

Toto zařízení slouží jako sběrač dat z okolních jednotek EKG snímačů. Nejprve si obsluha navolí, kterou jednotku má sledovat. Poté nastaví adresy pro komunikování mezi jednotkou a monitorem. Nakonec začne přijímat data. Komunikace se spustí s příchodem prvních dat z jednotky. Na LCD displeji se poté zobrazí hodnota klouzavého průměru tepu a aktuální hodnota tepu. V případě krajních stavů se na displeji vypíše, že tep je větší 255 nebo je pacient odpojen. Obsluha může kdykoliv změnit snímač stiskem tlačítka na panelu.



Obr 25. Vývojový diagram struktury kódu monitoru

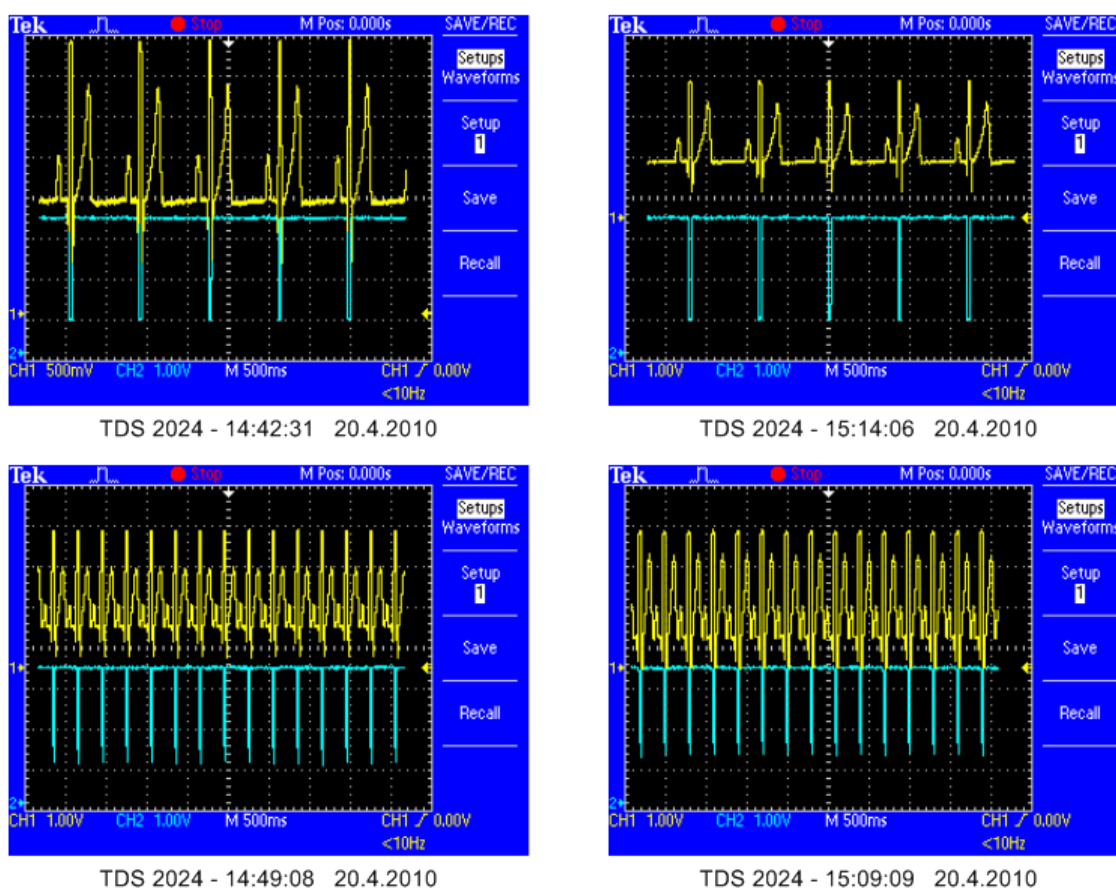
### **6.3 Zobrazení dat**

Výsledná data jsou zobrazena na LCD displeji vývojového kitu SMART RF04EB. Po spuštění jednotky EKG monitor se zobrazí informace že čeká na spojení s jednotkou EKG snímače, jakmile je jednotka EKG snímače spuštěna automaticky se na displeji začne objevovat informace o tepu. Data jsou zobrazena na dvou řádcích kde na prvním řádku se vypisuje hodnota klouzavého průměru tepu vypočteného z 16 posledních R-R intervalů a na druhém řádku je vypsána hodnota aktuálního tepu vypočteného jen pomocí posledního R-R intervalu.

## 7 Testy

### 7.1 Test snímače EKG simulátorem FLUKE IMPULSE 7000DP

Test analogové části byl proveden na osciloskopu Tektronix TDS 2024. Kanál 1 (žlutý na displeji) byl přiveden na vstup detektoru. Kanál 2 (modrý na displeji) byl připojen na výstup detektoru. Zapojení bylo připojeno k simulátoru EKG křivky, který slouží ke kalibraci a měření EKG zařízení. Výsledky jsou zobrazeny na Obr 26.



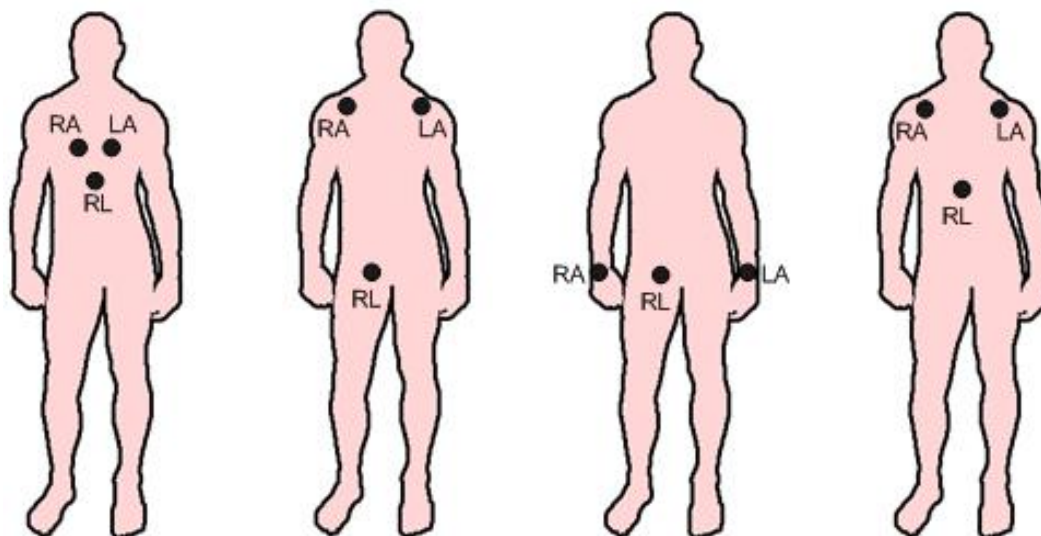
**Obr 26. Test zařízení přístrojem FLUKE**

Na těchto snímcích z osciloskopu je vidět test pomocí zařízení FLUKE. Na horních dvou snímcích je tep 70 bpm s amplitudou (vlevo 2.5 mV, vpravo 3.5 mV). Na spodních snímcích je tep 200 bpm s amplitudou (vlevo 2.5 mV, vpravo 3.5 mV). Tímto jsme si ověřili funkčnost detektoru, že nám správně detekuje vlnu R z EKG signálu a nereaguje na ostatní vlny.

### 7.2 Různé rozmístění elektrod na těle

V další fázi testování byly rozmístěny elektrody v vzdálenostech na těle, dle obr. 27. Se hledalo nejvýhodnější zapojení pro monitorování EKG křivky při zátěži. Rozmístění elektrod vychází

z eintohovenova trojúhelníku který je blíže popsán v kapitole 3. Samotné měření bylo provedeno na třech osobách.



**Obr 27. Čtyři druhy rozmístění elektrod**

Jako nej přesnější se ukázaly končetinové svody, ale v okamžiku zvedání předmětu se v měřeném signálu projevily i myopotenciály, takže tep nebyl detekován přesně. Proto bylo jako optimální vybráno zapojení, kde elektrody LA a RA jsou umístěny na ramenech a elektroda RL je umístěna na sternu, při tomto rozložení byly nejméně znatelné myopotenciály. Výsledky měření jsou uvedeny v příloze C.

## 8 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo navrhnout zařízení, které bude mít minimální rozměry, nízké požadavky na napájení a hlavně bude nezávislé na okolním prostředí, jelikož se jedná o aplikaci, která bude využívána pro monitorování sportovců. U sportovců je důležité sledování srdeční aktivity před, během i po výkonu, abychom byli schopni rozhodnout o fyzickém stavu, například jestli nepotřebuje vystřídat apod. Jako sledovaný parametr jsem vybral tepovou frekvenci, protože je přímo úměrná zátěži sportovce.

Nejdříve bylo potřeba navrhnout analogovou část pro snímání EKG záznamu. Na snímání EKG záznamu je použito upravené zapojení od TI. Z tohoto záznamu je analogovým detektorem tepu detekována tepová frekvence. Tepová frekvence je získávána z křivky EKG, jelikož všechny ostatní metody jsou vhodné pouze pro stacionární monitorování. Elektrody připojené na vhodná místa na těle, jsou schopny odolat rušivým signálům. Díky tomu, že elektrody jsou nalepeny přímo na tělo a mají kvalitní kontakt přímo s tělem.

Na tuto část navazuje digitální část tvořená mikroprocesorem, který zpracovává pulzy od detektoru tepu. Tyto pulzy jsou přivedeny na vstup mikroprocesoru, který je softwarově ošetřen proti zákmitu, tím že po sestupné hraně signálu čeká ještě 200 ms. Tzn. že je zakázáno přerušení, aby se hodnota nezkreslila. Výsledná hodnota je poslána po síti ZigBee do zobrazovacího zařízení, které je zatím na desce vývojového kitu. Ten data dekoduje a na lcd displej vypíše průměrnou hodnotu tepu počítanou klouzavým průměrem z posledních 16 hodnot času mezi R-vlnami a aktuální hodnotu tepu. Ta je vypočtena z posledního času mezi posledními dvěma R-vlnami. Vlastní program je napsán s použitím hal knihoven pro mikropočítač od TI. Jako zobrazovací jednotka je v tomto případě použit vývojový kit od TI.

Dále má tento mikroprocesor v sobě implementován algoritmus „location engine“, ale po propočtech času potřebného k výpočtům a nepřesnému zjištění polohy, jsem se rozhodl nepoužít tento algoritmus do své práce.

Nejprve jsem samotné zapojení EKG snímače zapojil na simulátor EKG a pomocí simulátoru jsem odzkoušel toto zapojení. Výsledky testu byly vynikající a proto jsem toto zařízení otestoval nejdříve na sobě a poté na dalších dvou lidech. Při těchto testech jsem zjišťoval kde by bylo nejvhodnější umístit elektrody na snímání sportovců. Jako nejvhodnější rozložení elektrod pro měření v pohybu je rozmístění, kdy levá a pravá horní elektroda je umístěna na ramenech a pravá dolní je umístěna na pravé straně pánevní oblasti. Při tomto rozložení elektrod se do signálu nejméně projeví myopotenciály a tep byl detekován nejpřesněji.

Toto zařízení je zatím ve stádiu vývoje a je možno na něm dále pracovat a rozvíjet jej, jelikož má mikroprocesor i vlastní ADC převodník bylo by možno nevzorkovat přímo záznam EKG a zjistit z tohoto záznamu další informace např. dechovou křivku, srdeční poruchy apod.

## 9 Seznam použité literatury

- [1] MLČOCH, Zbyněk. *Zbynekmlcoch.cz* [online]. 2004 [cit. 2010-01-12]. Lidské srdce. Dostupné z WWW: <<http://www.zbynekmlcoch.cz>>.
- [2] HAMPTON, John. *EKG pro praxi*. Praha : Grada, 2007, 4 vydání. 376 s.
- [3] MRÁZOVÁ, Jana. *Rozdelenie biosignálov podľa rôznych kritérií*. In Trendy v BMI 2005. Žilina: 2005.
- [4] HAMAN, Petr. *Http://EKG.kvalitne.cz/svody.htm* [online]. 2000 [cit. 2009-09-29]. Dostupné z WWW: <<http://EKG.kvalitne.cz/svody.htm>>.
- [5] PENHAKER, Marek, et al. *Lékařské diagnostické přístroje*. Ostrava : VŠB skriptum, 2007. 216 s.
- [6] *Zigbee alliance* [online]. 2002 [cit. 2010-01-15]. Dostupné z WWW: <<http://www.zigbee.org>>.
- [7] ČERNÝ, Martin; PENHAKER, Marek. *Biotelemetrie*. Ostrava : VŠB skriptum, 2007, 1 vydání. 158 s.
- [8] *Hw.cz* [online]. 2007-07-31 [cit. 2010-01-15]. Bezdrátová komunikace ZigBee a obvody Freescale. Dostupné z WWW: <<http://hw.cz/novinky/freescale/art1997-bezdratova-komunikace-zigbee-obvody-freescale.html>>.
- [9] *Access.feld.cvut.cz* [online]. 2006-04-18 [cit. 2009-12-28]. Standard nízkorychlostní bezdrátové komunikace ZigBee. Dostupné z WWW: <<http://access.feld.cvut.cz/view.php?cislocclanku=2006032001>>.
- [10] *CC2431 location engine* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2007 [cit. 2010-02-11]. Dostupné z WWW: <<http://focus.ti.com/lit/an/swra095/swra095.pdf>>.
- [11] VOJÁČEK, Antonín. *Automatizace.hw.cz* [online]. 2008-11-28 [cit. 2010-01-04]. Bezdrátová komunikace ve zdravotnictví. Dostupné z WWW: <<http://automatizace.hw.cz/bezdratova-komunikace-ve-zdravotnictvi>>.
- [12] ADAMEC, Ondřej. *Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním*. Ostrava, 2008. 58,viii s. Diplomová práce. VŠB, FEI.
- [13] *TPS73633* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2008 [cit. 2010-01-2]. Dostupné z WWW: < <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tps73633.pdf>>.
- [14] *INA333* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2004 [cit. 2010-03-20]. Dostupné z WWW: < <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf> >.

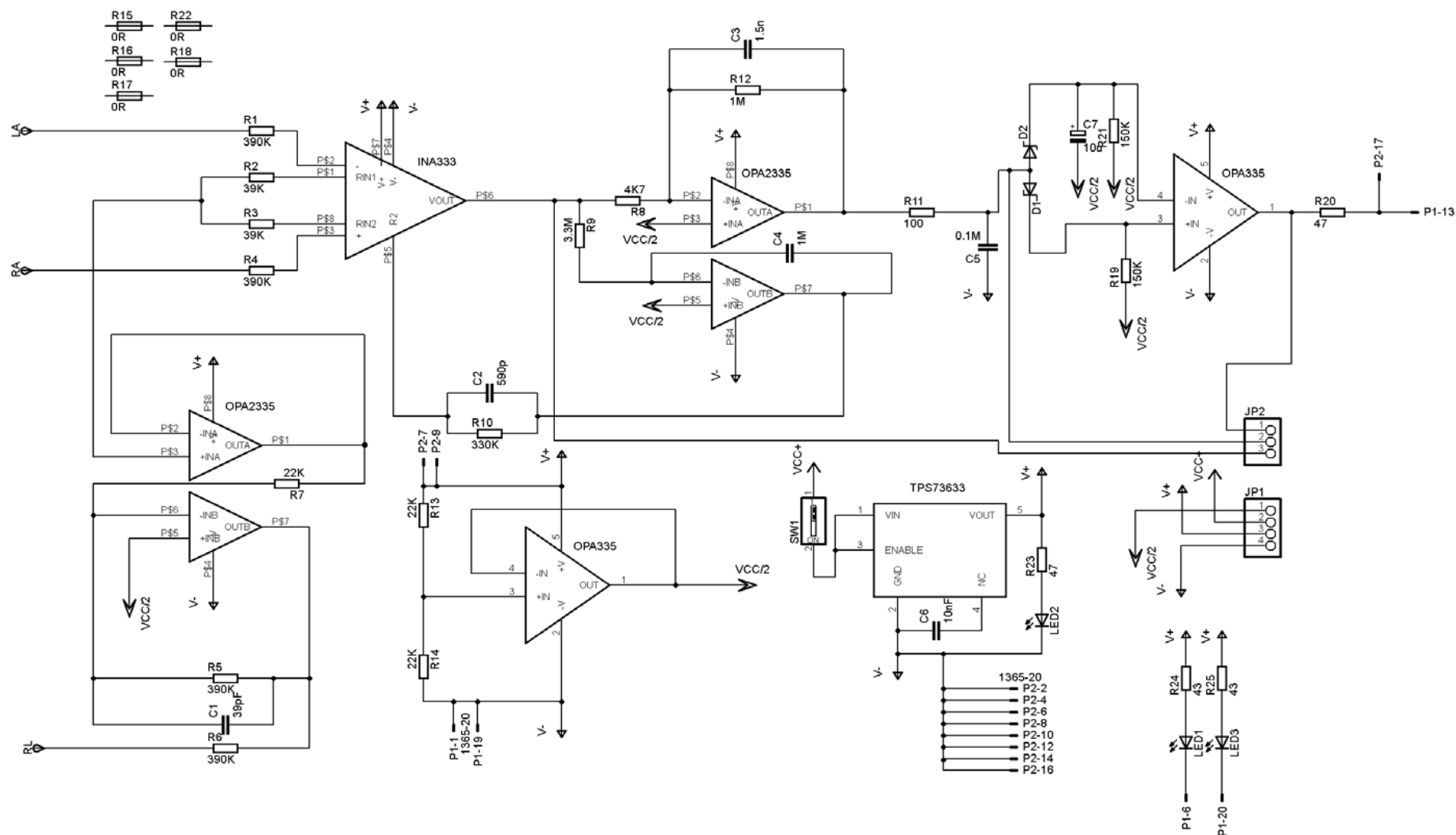
- [15] *OPA333, OPA2333* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2003 [cit. 2010-03-20]. Dostupné z WWW: < <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa333.pdf> >.
- [16] *CC2430* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2007 [cit. 2010-02-11]. Dostupné z WWW: < <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc2430.pdf> >.
- [17] *CC2431* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2007 [cit. 2010-02-11]. Dostupné z WWW: < <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc2431.pdf> >.
- [18] *Medical applications guide* [online]. Texas : Texas Instruments Incorporated, 2007 [cit. 2010-03-11]. Dostupné z WWW: <<http://focus.ti.com/lit/sg/slyb108d/slyb108d.pdf>>.



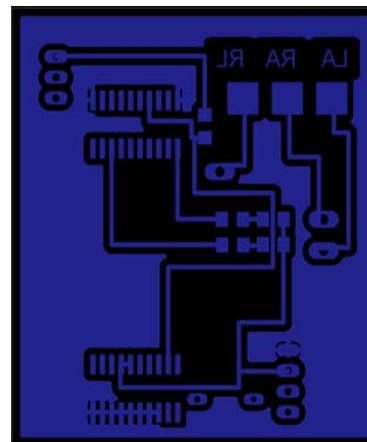
## 10 Seznam příloh

<i>Příloha I</i>	<i>Schéma zapojení</i>	<i>I</i>
<i>Příloha II</i>	<i>Schéma oboustranné desky plošných spojů</i>	<i>II</i>
<i>Příloha III</i>	<i>Výsledky měření</i>	<i>III</i>
<i>Příloha IV</i>	<i>Zdrojové kódy pro mikropočítač</i>	<i>VI</i>

# Příloha I Schéma zapojení



## Příloha II Schéma oboustranné desky plošných spojů



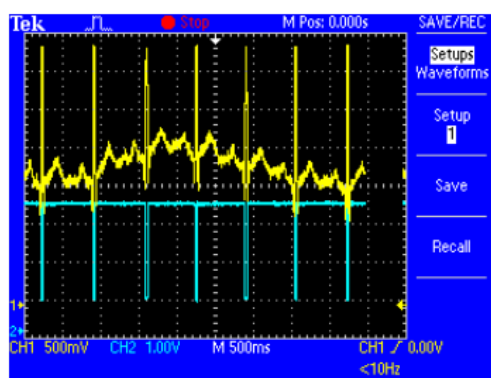
Obr 28. Schéma dolní strany desky plošných spojů(červeně) a horní strany desky (modře)



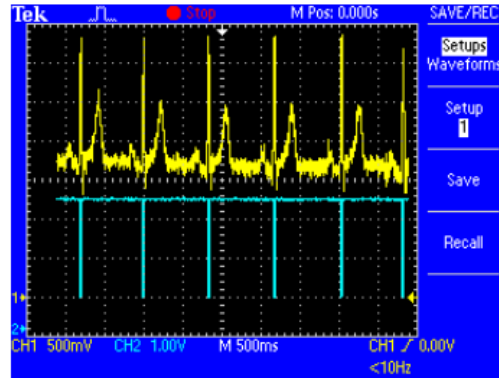
Obr 29. Osazená oboustranná deska plošných spojů (vlevo spodní strana, vpravo horní strana)

### Příloha III Výsledky měření

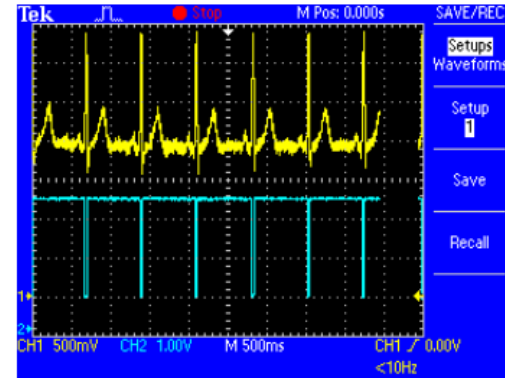
Zde jsou všechny výsledky měření tří různých osob při pohybu.



TDS 2024 - 15:44:37 20.4.2010

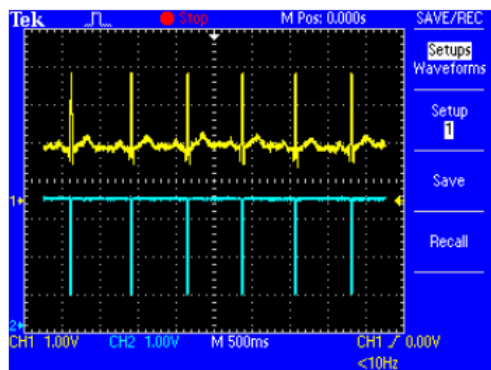


TDS 2024 - 15:22:48 20.4.2010

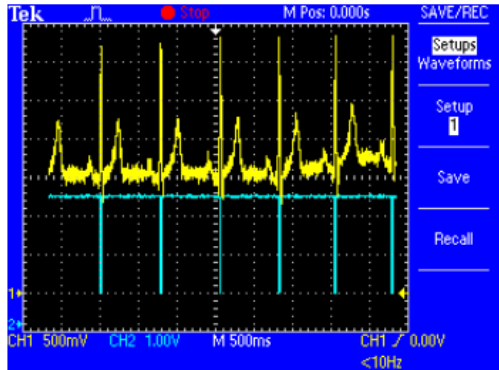


TDS 2024 - 15:57:35 20.4.2010

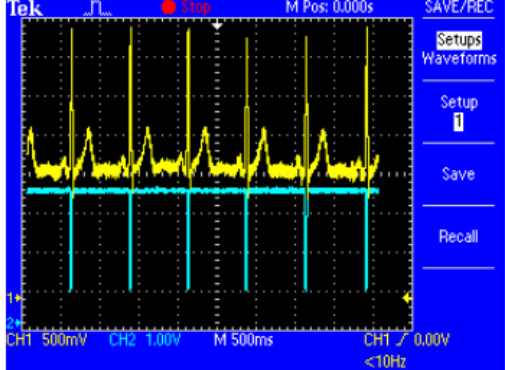
**Obr 30. Zapojení elektrod (RA a LA na zápěstí, RL na pravé noze)**



TDS 2024 - 15:41:31 20.4.2010

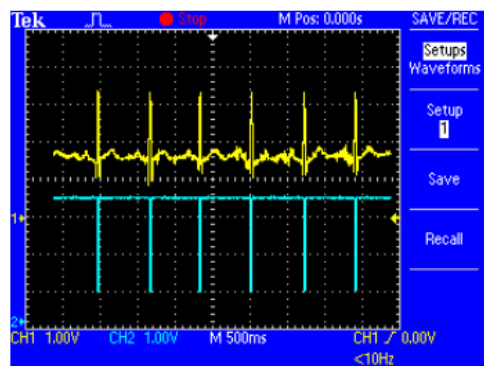


TDS 2024 - 15:19:34 20.4.2010

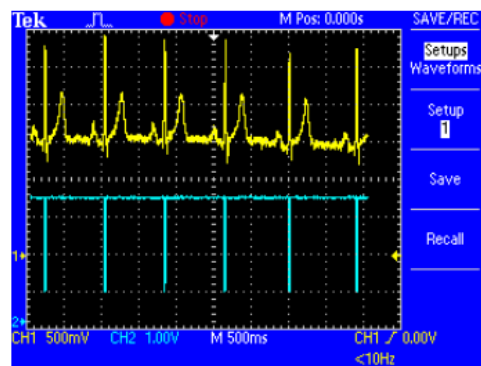


TDS 2024 - 15:59:56 20.4.2010

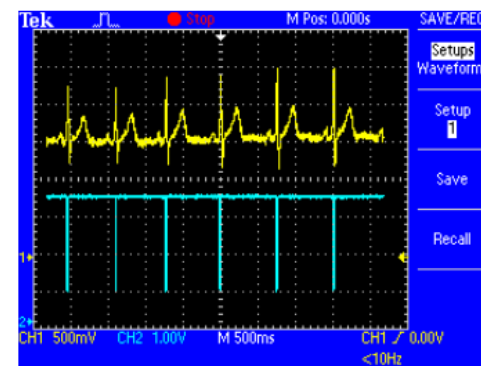
**Obr 31. Zapojení elektrod (RA a LA na zápěstí, RL na sternu)**



TDS 2024 - 15:49:54 20.4.2010

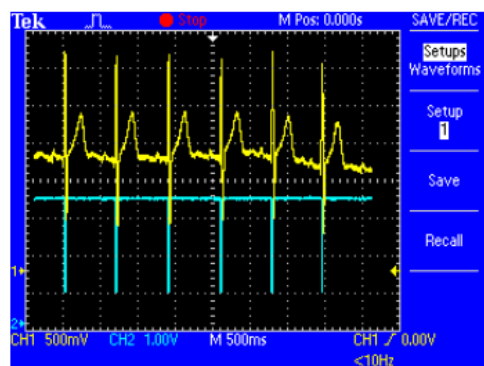


TDS 2024 - 15:27:00 20.4.2010

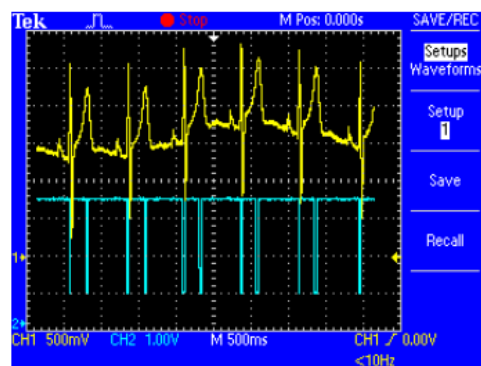


TDS 2024 - 16:19:56 20.4.2010

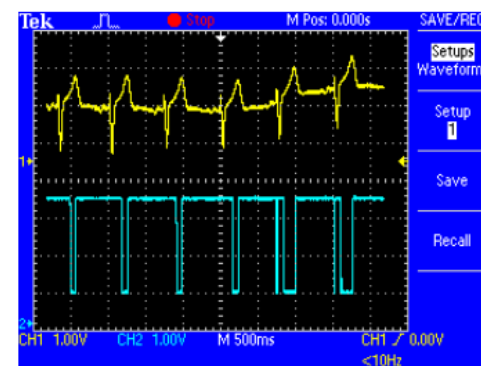
**Obr 32. Zapojení elektrod (RA a LA na ramenech, RL na sternu)**



TDS 2024 - 15:35:26 20.4.2010

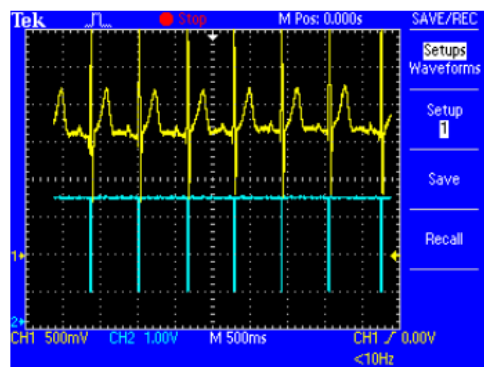


TDS 2024 - 15:24:39 20.4.2010

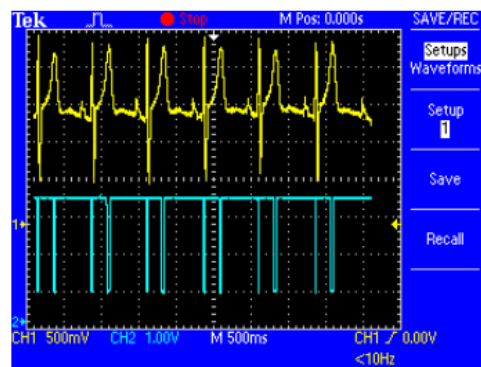


TDS 2024 - 16:06:40 20.4.2010

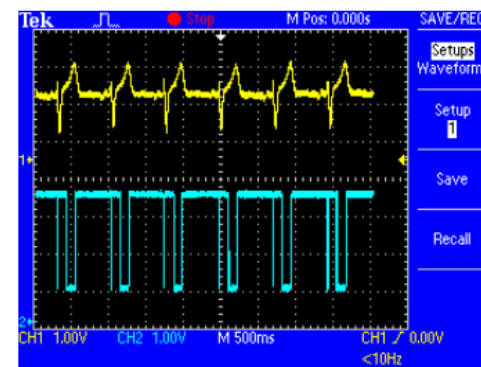
**Obr 33. Zapojení elektrod (RA a LA na prsou, RL na pravé noze)**



TDS 2024 - 15:32:42 20.4.2010



TDS 2024 - 15:17:34 20.4.2010



TDS 2024 - 16:04:46 20.4.2010

**Obr 34. Zapojení elektrod (RA a LA na prsou, RL na sternu)**

## Příloha IV Zdrojové kódy pro mikropočítač

### Zdrojový kód jednotky snímače EKG

```
/******  
* Tento program musí být nahrán do mikropočítače ke kterému je připojen na vstup P1_1 signál z detektoru  
tepu*  
*****/  
/*****  
* Knihovny pro práci s mikropočítačem  
*****/  
#include "ioCC2430.h"  
#include "hal_types.h"  
#include "hal_mcu.h"  
#include "hal_board.h"  
#include "basic_rf.h"  
#include "util.h"  
#include "math.h"  
/*****  
* Definice konstant  
*****/  
#define RF_CHANNEL 25 // výběr pásma 2.4 GHz  
#define PAN_ID 0x2007 // nastavení adresy sítě  
#define MONITOR_ADDR 0x2520 // nastavení adresy monitoru EKG  
#define EKG1_ADDR 0xBEEF // nastavení adresy měřicího bodu  
#define APP_PAYLOAD_LENGTH 1 // délka odesílaného řetězce  
#define POCET_MAX 16 // délka odesílaného řetězce  
#define MINUTA_us 60000000 // délka odesílaného řetězce  
/*****  
* Definice pomocných globálních proměnných  
*****/  
static uint8 pTxData[APP_PAYLOAD_LENGTH]; // zde je uložena zpráva kteé se bude posílat  
static basicRfCfg_t basicRfConfig; // konfigurační slovo  
static uint32 data[2]; // pomocná proměnná k výpočtu  
static uint32 vysledky[POCET_MAX] = {0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0}; // zde je registr sloužící k  
mezivýpočtu tepu (průměrování ze 16 hodnot)  
static uint32 pom; // pomocná proměnná k výpočtu  
static uint32 soucet=0; // pomocná proměnná k výpočtu  
static uint32 vysledek; // pomocná proměnná k výpočtu  
/*****  
* Začátek hlavního programu  
*****/  
  
void main()  
{  
    halMcuInit(); // inicializace procesoru  
  
    /*****  
    *nastavení komunikačního slova  
    *****/  
    basicRfConfig.panId = PAN_ID; // adresa sítě  
    basicRfConfig.channel = RF_CHANNEL; // vysílací kanál  
    basicRfConfig.ackRequest = TRUE; // potvrzení zpráv  
    /*****
```

```
    P1SEL= 0x04; // nastavení P1_1 jako spousteč timeru  
    P1DIR= 0x05; // nastavení P1_0 a P1_2 jako output  
    P1_0 = 0; // rozsvícení diody  
    IEN0 = 0x80; // globální povolení přerušení  
    IEN1 = 0; // zakázání povolení od timer 1  
    IEN2 = 0x11; // povolení přerušení z portu 1 a RF  
    PICTL = 0x07; // nastavení přerušení na sestupnou hranu  
    IRCON2 = 0x00; // vynulování flagů přerušení  
    CLKCON = 0xB1; // nastavení hodin pro časovač (500 kHz)  
    PERCFG = 0x40; // jeste kominace USART  
    P1IFG= 0; // nulování flagů  
    P1IEN = 0x02; //povolení přerušení od P1_1  
    P2INP = 0xFF; // nastavení výstupních portů na pull-down  
}
```

```
/******  
* obsluha přerušení portu P1  
*****/  

```

```
#pragma vector=P1INT_VECTOR  
__interrupt void Port1_ISR(void)  
{  
    P1IEN = 0; // zakázání přerušení od portu P1  
    data[0]=T1CNTL; // získání dat z dolního bytu z 16 bit timeru 1 mikropočítače  
    data[1]=T1CNTH; // získání dat z horního bytu z 16 bit timeru 1 mikropočítače  
    T1CNTL |= (1<<7); // vynulování čítacího registru mikropočítače  
    IEN1 = 0x02; // povolení přerušení od čítače 1  
    T1CTL0 = 0x7A; // povolení časovače T1 nastavení režimu capture  
    T1CTL1 = 0x00; // žádný mod  
    T1CTL2 = 0x00; // žádný mod  
    P1_0 = 1; // vypnutí led diody  
    halMcuWaitMs(200); // ochranná doba aby nezaznamenal další pulzy  
    P1_0 = 0; // zapnutí led diody
```

```
    pom=data[0]*64+256*64*data[1]; // přepočet jedne inkrementace mikropočítače rovná se 64 us zjištění  
počtu mikrosekund
```

```
    int i; // pomocná proměnná  
    soucet=0; // vynulování předchozí hodnoty  
    for(i=POCET_MAX-1; i>0;i--)  
    {  
        vysledky[i]=vysledky[i-1]; // cyklus pro posuvný registr 16 hodnot  
        soucet=soucet + vysledky[i]; // posuvný registr typu FIFO  
    }
```

```
    vysledky[0]=pom; // uloží novou hodnotu  
    soucet=soucet+pom; // součet všech 16 mezičasů
```

```
    vysledek=(uint8)floor((MINUTA_us/(float)(soucet / (float)POCET_MAX))+0.5); // přepočet na tepovou  
frekvenci
```

```
    if(vysledek > 255)  
    {  
        vysledek=255; // pokud je výsledek větší jak 255 tepů potom vypíše na displej TEP > 255
```

```

}

PIIFG = 0; // nulování flagů od portu P1
IRCON2 = 0; // vynulování flagů přerušení
T1CTL = 0x09; // nastavení předděličky=32, typu čítání= free running a nulování flagů

pTxData[0] = vysledek; // uloží do proměnné pTxData odesílaný výsledek

basicRfConfig.myAddr = EKG1_ADDR; // nastavení adresy zobrazovacího monitoru
basicRfInit(&basicRfConfig); // inicializace komunikace
basicRfSendPacket(MONITOR_ADDR, pTxData, APP_PAYLOAD_LENGTH); // pošle informační
paket
PI1EN = 0x02; // povolí přerušení z portu P1_1
}

/*****
* obsluha přerušení timer 1
*****/
#pragma vector=T1_VECTOR
__interrupt void Timer1_ISR(void)
{
    vysledek=0;
    T1CCTL0 = 0x00; // zakázání čítání
    T1CCTL1 = 0x00; // žádný mod
    T1CCTL2 = 0x00; // žádný mod
}

```



## Zdrojový kód monitoru EKG

```
/*
*****
* Tento program musí být nahrán do mikropočítače ,který bude sloužit k zobazování dat *
*****
*/
*****
* Knihovny pro práci s mikropočítačem
*****/

#include <hal_lcd.h>
#include <hal_led.h>
#include <hal_board.h>
#include <hal_int.h>
#include <ioCC2430.h>
#include "hal_mcu.h"
#include "hal_rf.h"
#include "util_lcd.h"
#include "basic_rf.h"
/*
*****
* Definice konstant
*****/
#define RF_CHANNEL      25    // výběr pásma 2.4 GHz
#define PAN_ID          0x2007 // nastavení adresy sítě
#define MONITOR_ADDR    0x2520 // nastavení adresy monitoru EKG
#define EKG1_ADDR       0xBEEF // nastavení adresy měřicího bodu
#define APP_PAYLOAD_LENGTH 2 // délka odesílaného řetězce
/*
*****
* Definice pomocných globálních proměnných
*****/
static uint8 pRxData[APP_PAYLOAD_LENGTH]; // zde je uložena zpráva které se bude posílat
static basicRfCfg_t basicRfConfig;
static uint8 vysledek; // pomocná proměnná k výpočtu
/*
*****
* Definice lokálních funkcí
*****/
static void monitor();
/*
*****
* Začátek hlavního programu
*****/

void main()
{

    halBoardInit(); // Inicializace desky
    halMcuInit(); // Inicializace procesoru
    halLcdInit(); // inicializace led displeje
    halUartInit(HAL_UART_BAUDRATE_9600,1);
    halLedSet(1); // rozsvítí první led diodu
    utilPrintLogo("Detekce tepu"); // zobrazí úvodní logo na displeji SMART RF04EB
    halMcuWaitMs(2000); // nechá zobrazit logo na 2 sekundy

    /*
    *****
    *nastavení komunikačního slova
    *****/

    basicRfConfig.panId = PAN_ID; // adresa sítě
    basicRfConfig.channel = RF_CHANNEL; // vysílací kanál
*/
```

```
basicRfConfig.ackRequest = TRUE; // potvrzení zprávy
/*
*****
*/
```

```
halLcdWriteLine(HAL_LCD_LINE_1, "Cekam na spojeni");
halLcdWriteLine(HAL_LCD_LINE_2, "Zapni snimac");
monitor();
}
```

```
/*
*****
* obsluha komunikace
*****/
```

```
static void monitor()
{
    halLcdClear(); // vymaže lcd displej
    basicRfConfig.myAddr = MONITOR_ADDR; // nastavení adresy monitoru
    if(basicRfInit(&basicRfConfig)==FAILED) {
        halLedToggle(1); // kontrola pro komunikaci
    }
    basicRfReceiveOn(); // povolení komunikace
    while(1)
    {
        basicRfReceive(pRxData, APP_PAYLOAD_LENGTH, NULL); // přijmutí dat
        if(pRxData[0]==15){
            halLcdWriteLine(1, " Prumerny tep < 30"); // vypíše prumerny tep
        }
        if(pRxData[0]==255){
            halLcdWriteLine(1, " Prumerny tep > 255");
        }
        if(pRxData[0]>15 && pRxData[0]<255){
            halLcdWriteLine(1,"");
            utilLcdDisplayValue(1,"Prumerny tep: ",pRxData[0],"");
        }
        if(pRxData[1]==15){
            halLcdWriteLine(2,"Aktualni tep < 30");
        }
        if(pRxData[1]==255){
            halLcdWriteLine(2,"Aktualni tep > 255");
        }
        if(pRxData[1]>15 && pRxData[1]<255){
            halLcdWriteLine(1,"");
            utilLcdDisplayValue(2,"Aktualni tep: ",pRxData[1],""); // vypise aktuální tep
        }
    }
}
```